

dr hab. inż. Jacek Stelmach
Politechnika Łódzka
Wydział Inżynierii Procesowej
i Ochrony Środowiska

Łódź, 26 listopada 2024

Recenzja

pracy doktorskiej mgr inż. Arkadiusza Antonowicza
nt. „Nieinwazyjne metody pomiaru pola przepływu w fantomach układu krwionośnego
wytworzonych przy użyciu metod druku 3D”
wykonaną na Politechnice Warszawskiej
na Wydziale Inżynierii Chemicznej
Promotor pracy – prof. dr hab. inż. Łukasz Makowski
Promotor pomocniczy - dr inż. Krzysztof Wojtas

Recenzja została wykonana na podstawie Uchwały Rady Naukowej Dyscypliny Inżynieria Chemiczna Politechniki Warszawskiej z dnia 15 października 2024 r.

Uwagi ogólne

Rozprawa doktorska mgr inż. Arkadiusza Antonowicza jest typową pracą doświadczalną z pogranicza inżynierii procesowej i medycyny. W ramach inżynierii chemicznej poruszane są zagadnienia: materiałowe, druku 3D, reologiczne i przepływu cieczy. Z kolei zagadnienia medyczne są związane z przepływem krwi w różnych tętnicach, także ze zmianami chorobowymi. W przypadku prac interdyscyplinarnych powstaje problem na ile można być specjalistą w każdej z dziedzin składowych. Jest to także widoczne w pracy mgr inż. Arkadiusza Antonowicza. Siłą rzeczy zawsze jest to kompromis, ale Doktorantowi udało się go spełnić w zadawalającym stopniu.

Zagadnienia przepływu krwi są badane od wielu lat, ale w ostatnim czasie nastąpił szybki rozwój bezinwazyjnych technik pomiaru prędkości wykorzystujących oświetlenie laserowe. W połączeniu z możliwością wydruku 3D naczyń krwionośnych stało się możliwe zmierzenie rozkładów prędkości w różnie ukształtowanych modelach naczyń krwionośnych, także z uwzględnieniem zmian chorobowych. Jednak ze względu na skomplikowane kształty jakie te naczynia mogą przyjmować stworzenie trójwymiarowego modelu spełniającego wymogi

poprawnego odwzorowania ruchu cieczy na zdjęciach w systemie pomiarowym PIV jest trudnym zagadnieniem. W tym miejscu należy zwrócić uwagę na uproszczenie, które jest robione nie tylko przez Doktoranta, ale i innych badaczy. Chodzi o sztywność naczyń modelowych, choć w rzeczywistości żyły i tętnice są elastyczne. Jednak trudno sobie wyobrazić prezentację wyników dla przewodów zmieniających swoją geometrię i przyjęte uproszczenie jest racjonalne.

Opisowi technik pomiaru prędkości Doktorant poświęcił trzy rozdziały. Nie budzą one zastrzeżeń z jednym wyjątkiem dotyczącym optyki kamer. Wyjaśnienie działania systemu PIV jest przejrzyste i zawiera wiele szczegółowych informacji. Świadczy to, że Doktorant dobrze zapoznał się z tą techniką pomiaru prędkości. Należy dodać, że w badaniach stosowano duże skale obrazowe (powiększenie obrazów), co stanowi dodatkową trudność, choć Autor o tym nie wspomina. Również informacje o wstępnej obróbce zdjęć świadczą o dobrym przygotowaniu Doktoranta do wykonania pomiarów. Wspominane w pracy skonstruowanie układu kalibracyjnego do pomiarów μ PIV należy uznać za osiągnięcie Doktoranta, bowiem bez dobrej kalibracji układu pomiarowego wyniki pomiarów mogą być obciążone trudnym do oszacowania błędem.

Zagadnienia dotyczące wykonanych prac i pomiarów dotyczą opracowania procedury wytwarzania modeli naczyń krwionośnych umożliwiających wykonanie pomiarów metodą PIV oraz omówienia uzyskanych wyników. Oba te zagadnienia można traktować jak równocenne i realizujące cel pracy. Część dotycząca wydruków trójwymiarowych jest szczegółowa i zawiera wiele praktycznych informacji, które mogą być bardzo pomocne dla osób chcących przeprowadzić podobne badania.

Część dotycząca pomiarów prędkości jest mniej szczegółowa. Przy omawianiu wyników widoczne jest, że Doktorant „zmagał się” z problemem prezentacji wyników uzyskanych w pomiarach PIV. W wyniku pomiarów otrzymuje się dużo informacji o prędkościach w podobszarach pomiarowych (ang. interrogation area) i problem tkwi w ich czytelnym zaprezentowaniu. Problem ten nie został dotychczas rozwiązany i Doktorant, podobnie jak inni badacze, stosuje mapy konturowe i wektorowe, profile prędkości oraz przebiegi linii prądu. Problem prezentacji wyników staje się bardzo istotny dla rezultatów ze stereoskopowego (trójwymiarowego) systemu PIV. Należy pochwalić przeprowadzoną próbę pomiaru trzech składowych prędkości w skomplikowanym co do kształtu modelu naczynia krwionośnego (rys. 7.46a). Można jednak odnieść wrażenie, że części poświęconej prezentacji wyników Autor poświęcił nieco mniej uwagi niż przygotowaniom wydruków. Za interesujące należy uznać porównania wyników doświadczalnych i obliczeniowych. Jednak

należy przy tym pamiętać, że uwiarygadnia to wyniki symulacji CFD. Dyskusyjne jest użycie zamiast Dextranu cieczy modelowej skomponowanej przez Autora, ale w tym przypadku ważniejszym celem było uzyskanie odpowiedniej wartości współczynnika załamania światła.

Uwagi krytyczne dotyczące części teoretycznej

Informacje wstępne i wprowadzające czytelnika w zagadnienia badane w pracy zawarte są w rozdziałach 2, 3, 4 i 5. Szkoda, że przy omawianiu układu krwionośnego nie podano danych o rozmiarach naczyń i prędkościach. Podaję za Wierzem i Smolderenem¹

Naczynie	Średnica, cm	Długość, cm	Grubość ścianki, cm	Prędkość średnia, cm/s	Średnia liczba Reynoldsa	Prędkość maksymalna, cm/s	Maksymalna liczba Reynoldsa
Aorta	2,5	50	0,2	48	3400	120	8500
Tętnica	0,4	50	0,1	45	500	90	1000
Tętniczka	0,005	1	0,2	5	0,7	-	-
Naczynie włosowate	0,0008	0,1	0,0001	0,1	0,002	-	-
Żyłka	0,002	0,2	0,0002	0,2	0,01	-	-
Żyła	0,5	25	0,05	10	140	-	-
Żyła wrotna	3,0	50	0,15	38	3500	-	-

Z analizy danych zawartych w tabeli staje się jasne skąd wzięły się wymiary modelowych tętnic użytych w pomiarach prędkości. Należy tu wspomnieć, że w metodzie PIV należy wstępnie oszacować maksymalną prędkość przepływu, co stanowi pewną wadę tej metody pomiarowej (o czym Autor wspomina w pracy).

Brakuje również informacji o wielkościach krwinek, które jak się okazuje są zbliżone do rozmiarów cząstek posiewu (ok. 7 μm erytrocyty, do 20 μm leukocyty).

W punkcie dotyczącym optyki kamer pojawiło się dużo nieścisłości, być może wynikających z niewłaściwego tłumaczenia jakiegoś tekstu.

Zdanie „W zależności od obszaru pomiarowego mamy do czynienia z obiektywami lub mikroskopami” jest mało zrozumiałe, gdyż w układzie optycznym mikroskopu również występuje obiektyw. W starym leksykonie Lataosia² możemy przeczytać, że obiektyw to ”soczewka zbierająca (dodatnia), częściej zespół soczewek; jeden z podstawowych elementów urządzeń optycznych, zwrócony w kierunku obserwowanego lub fotografowanego przedmiotu i tworzący rzeczywisty, odwrócony obraz tego przedmiotu”. Zapewne Doktorantowi chodziło o powiększenie optyczne jakie można uzyskać.

¹ Wirz H.J., Smolderen J.J., Numerical methods in fluid dynamics, McGraw-Hill Book Company, New York

² Latoś H., 1000 słów o fotografii, Wydawnictwo MON, Warszawa 1979

Stwierdzenie „...choć z perspektywy cenowej dużo łatwiej jest dokupić kolejny obiektyw.” nie jest najwłaściwsze. Dobrej jakości obiektywy zdjęciowe to koszt przynajmniej kilku tysięcy złotych, a zwykle jest to kilkanaście tysięcy złotych.

Definicja ogniskowej to „odległość ogniska optycznego od soczewki lub środka układu soczewek”. Nie wiadomo jak rozumieć określenie „punkt, w którym światło jest zogniskowane w obiektywie”.

Rzeczywiście przy tej samej odległości przedmiotowej dla określonej wartości otworu względnego (liczby przysłony) i średnicy krążka rozproszenia obiektyw o krótszej ogniskowej ma większą głębię ostrości. Jednak w optyce operuje się zwykle skalą odwzorowania, a przy tej samej skali odwzorowania głębia ostrości nie zależy od ogniskowej obiektywu.

Przy podziale obiektywów zamiast teleobiektywy powinno być użyte określenie obiektywy długoogniskowe (wąskokątne). Teleobiektyw „to obiektyw długoogniskowy, którego długość mechaniczna jest mniejsza aniżeli ogniskowa. Składa się z dwóch członów dość odległych od siebie; przedni człon jest skupiający, a tylny rozpraszający”. Zatem każdy teleobiektyw jest obiektywem długoogniskowym, ale twierdzenie odwrotne nie jest prawdziwe.

W przypadku obiektywów zdjęciowych w polskojęzycznej literaturze nie używa się określenia apertura tylko przysłona (albo przesłona jak chcą niektórzy autorzy). Dla takich obiektywów podaje się wartość maksymalnego otworu względnego (lub minimalną liczbę przysłony).

W przypadku obiektywów zdjęciowych należało wspomnieć o zdolności rozdzielczej i przeniesieniu kontrastu, bowiem one wpływają na jakość otrzymywanego obrazu drobnych detali jakimi są cząstki posiewu (trasera).

Kąt zbierania światła to po prostu kąt widzenia obiektywu.

Pierścienie dystansowe w polskiej nomenklaturze to pierścienie pośrednie.

Doktorant nie podaje tego wprost, ale z informacji podanych w pracy można określić, że zdjęcia wykonywano w zakresie tzw. makrofotografii (skala odwzorowania większa od 1:1). Powinno się przy tym wspomnieć np. o spadku jasności obrazu, optymalnej wielkości otworu przysłony³.

Może zamiast podanych informacji wystarczyło napisać, że należy stosować obiektywy o jak najlepszej jakości optycznej, z polem widzenia większym od rozmiaru matrycy

³ Kreyser R., Fotografujemy z bliska małe obiekty, WNT, Warszawa 1988.

światłoczułej i stosować otwory względne zapewniające najlepszą jakość obrazu (od $f/5,6$ do $f/11$). Z informacji podanych przez autora wynika, że sensor kamery ma wymiary ok. 15 mm x 15 mm. Zatem należy użyć obiektywu przeznaczonego do formatu pełnoklatkowego (24 mm x 36 mm), a nie dla formatu APS. Przy zdjęciach z bliskich odległości użycie obiektywu typu makro, który jest korygowany właśnie do takiej pracy, jest bardzo dobrym wyborem. Niestety, jeżeli używana kamera ma mocowanie typu Nikon F, to nie jest możliwe użycie specjalistycznego obiektywu Canon MP-E 65 mm $f/2.8$ 1-5x Macro Photo. Jeżeli jednak planowane są dalsze prace o tej tematyce to warto rozważyć użycie obiektywu tzw. firmy niezależnej Laowa 25 mm $f/2.8$ 2.5-5x Ultra Macro.

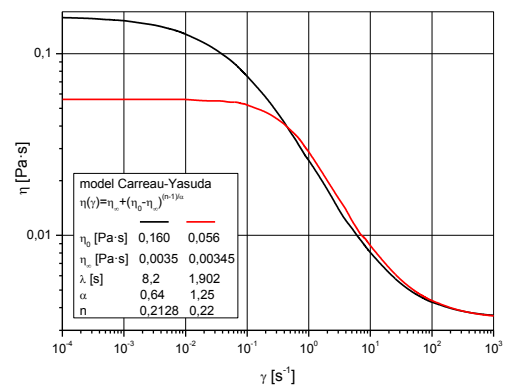
Krytyczne uwagi dotyczące układu krwionośnego i optyki nie wpływają na **merytoryczną ocenę pracy** i wskazują jedynie, że jeżeli pisze się o zagadnieniach mało sobie znanych to warto się skonsultować ze specjalistą.

Uwagi krytyczne dotyczące części doświadczalnej

Jak wspomniano wcześniej, część doświadczalna składa się z dwóch części zawartych w rozdziałach 6 i 7. Pierwsza jest poświęcona wydrukowi 3D modelowych tętnic. Należy zwrócić uwagę, że doktorant bardzo wnikliwie podszedł do tego problemu, wychodząc zapewne z założenia, że dobrze przygotowany eksperyment pozwoli zaoszczędzić czas potrzebny na obróbkę otrzymanych danych pomiarowych. Odnośnie tej części pracy mam jednak kilka uwag i pytań.

1. Czy nie ma możliwości chemicznego wygładzenia wnętrza kanału, tak jak w przypadku tworzywa ABS czyni się to acetonem?
2. W pracy nie znalazłem dokładnego wytłumaczenia dlaczego nie zastosowano zwykłej metody PIV? Natężenie światła uzyskiwanego z fluorescencji jest mniejsze niż odbitego od cząstek niefluorescencyjnych, a jak wynika z informacji zawartych w pracy skala odwzorowania była zbliżona do 3, co z kolei wymusiło znaczne zwiększenie odległości obrazowej i spadek jasności obrazu. Wymusza użycie większych otworów względnych obiektywu, co wiąże się z gorszymi własnościami optycznymi. W przypadku zwykłych cząstek posiewu zwiększenie mocy lasera spowoduje większe natężenie światła odbitego i możemy bardziej przymknąć przysłonę obiektywu. Czy tak samo dzieje się w przypadku fluorescencji? W tym miejscu warto zauważyć, że jeżeli ma się do dyspozycji dwukamerowy system PIV można śledzić ruch cząstek posiewu o różnej wielkości (jedne cząstki z barwnikiem

- fluorescencyjnym) np. w celu określenia prędkości względnych cieczy i cząstek zawieszonych lub cieczy i drobnych pęcherzyków gazu (które też pełnią rolę posiewu)
- Użycie cieczy o współczynniku załamania światła bardzo zbliżonym do współczynnika załamania materiału modelu tętnicy zmniejsza odbłaski (rys. 4.18) i rozpraszanie światła na granicy ścianka-ciecz, ale jednocześnie ogranicza ilość cieczy możliwych do użycia jako krwiozastępczych. Czy Doktorant przeprowadził szersze badania porównawcze dla cieczy o różnych współczynnikach załamania światła (np. roztwór Dextranu)? Zniekształcenie i rozmycie obrazów cząstek posiewu Autor przypisuje niezgodnościom współczynników załamania światła i zapewne ma rację. Jednak nie można wykluczyć wpływu błędu w ustawieniu ostrości lub dyfrakcji jeśli użyto małego otworu względnego obiektywu. Jak wynika z przedstawionych danych skala odwzorowania wynosiła około 3:1, a w tych warunkach głębia ostrości jest bardzo mała i dla liczby przysłony 5,6 jest to 0,1 mm. Co ciekawe Autor stwierdza, że nieostrość obrazu nie wpływa na wiarygodność wyników. Można to wytłumaczyć tym, że zniekształcone są oba analizowane obrazy a korelacja krzyżowa wskazuje **najbardziej prawdopodobne** przemieszczenie cząstek trasera w czasie między dwoma ekspozycjami.
 - Brakuje bardziej szczegółowego omówienia własności reologicznych krwi (str. 117) i modeli reologicznych stosowanych do opisu lepkości dynamicznej (m.in. model Quemady lub Carreau-Yasuda'y). Odsyłanie czytelnika do literatury sprawia wrażenie, że Doktorant nie chce podejmować tej tematyki. Niestety, właściwości reologiczne krwi są złożone i tylko w zakresie bardzo małych (poniżej 10^{-2} s^{-1}) oraz dużych (ponad 200 s^{-1}) szybkości ścinania można traktować ją jak ciecz newtonowską. Dlatego w pracy powinno się znaleźć uzasadnienie dlaczego w warunkach przepływu jakie miały miejsce w doświadczeniach potraktowano krew jako ciecz newtonowską. Skoro jednak przyjęto newtonowskość cieczy to warto było napisać kilka zdań dlaczego przyjęto taką, a nie inną lepkość cieczy modelowej. Co ciekawe Doktorant podjął próbę obliczenia rozkładów szybkości ścinania w modelowej tętnicy (rys. 7.43). Analiza tych rozkładów i porównanie z danymi dla krwi, pozwoliłyby zweryfikować



prawdziwość założenia newtonowskich właściwości reologicznych krwi. Proszę o rozwinięcie tego zagadnienia.

5. Czy zmierzono wartość lepkości dynamicznej cieczy używanej w doświadczeniach? Jeśli tak to jakiej aparatury używano.
6. Użycie pompy strzykawkowej zapewnia stały (równomierny) przepływ, ale w tętnicach przepływ jest pulsacyjny (co wynika z pracy serca jako pompy wyporowej) i pompa perystaltyczna powinna lepiej odwzorowywać rzeczywisty przepływ cieczy przez model tętnicy, zwłaszcza że można zapewnić pulsacje zgodne z rytmem serca. Czy Doktorant może ocenić ewentualny wpływ pulsacji na otrzymywane uśrednione wyniki? I drugie pytanie związane z tym zagadnieniem: Na jakiej podstawie przyjęto liczbę 140 podwójnych obrazów jako wystarczającą do uzyskania poprawnej wartości średnich prędkości?
7. Przepływ w modelach naczyń krwionośnych odbywał się w zakresie laminarnym, ale wyniki uśredniano w czasie. Dlatego uważam, że można było przedstawić przykładowy rozkład pulsacji prędkości w sensie RMS.

Uwagi edycyjne

Strona edycyjna pracy jest dobra, rysunki znajdują się w miejscach nie utrudniających czytania pracy. Oczywiście kolorowy wydruk zwiększa czytelność wielu rysunków, szczególnie map konturowych, w porównaniu z drukiem w skali szarości. Niewielkie zastrzeżenia to:

1. W kilku miejscach Doktorant stosuje nazwy angielskie, mimo iż są polskie odpowiedniki, np:
 - str. 49: Apertura to przysłona (choć dla obiektywów mikroskopowych podaje się aperturę),
 - str. 65: cross-correlation to po polsku korelacja krzyżowa.
2. Czytelność części rysunków, szczególnie map wektorowych, jest niedostateczna, co wynika przede wszystkim z ich wielkości.

Wniosek końcowy

Praca nie budzi zastrzeżeń pod względem formalnym, jak i merytorycznym. Doktorant przeanalizował czynniki wpływające na wyniki pomiarów metodą PIV i na ich podstawie dobrał optymalne warunki pomiarowe dla modelowych naczyń krwionośnych. Dla kilku takich modeli wykonał pomiary, zaprezentował ich wyniki oraz podał niepewność

pomiarową. Tym samym zrealizował cel pracy, którym było „opracowanie metodyki pozwalającej na możliwie najefektywniejsze wykorzystanie szybko rozwijającej się technologii druku 3D w badaniach eksperymentalnej mechaniki płynów z zastosowaniem nieinwazyjnych systemów pomiaru pola przepływu laserową anemometrią obrazową i rozkładu stężeń obszarową laserowo indukowaną fluorescencją”. Przedstawione do recenzji opracowanie stanowi samodzielny i oryginalny dorobek Autora. Stwierdzam zatem, że rozprawa doktorska mgr inż. Arkadiusza Antonowicza spełnia wymagania formalne wymagane dla tego typu opracowań i odpowiada wymogom ustawy o tytule i stopniach naukowych z dnia 20 lipca 2018 r. Prawo o szkolnictwie wyższym i nauce i wnioskuję o przyjęcie pracy i dopuszczenie mgr inż. Arkadiusza Antonowicza do dalszych etapów postępowania doktorskiego.

dr hab. inż. Jacek Stelmach

