

POLITECHNIKA WARSZAWSKA

DYSCYPLINA NAUKOWA – INŻYNIERIA CHEMICZNA

DZIEDZINA NAUK – NAUKI INŻYNIERYJNO-TECHNICZNE

Rozprawa doktorska

mgr inż. Arkadiusz Antonowicz

**Nieinwazyjne metody pomiaru pola przepływu w fantomach
układu krwionośnego wytworzonych przy użyciu metod druku 3D**

Promotor

prof. dr hab. inż. Łukasz Makowski

Promotor pomocniczy

dr inż. Krzysztof Wojtas

WARSZAWA 2024

Składam najserdeczniejsze wyrazy wdzięczności promotorowi –

prof. dr. hab. inż. Łukaszowi Makowskiemu

za wsparcie, zrozumienie oraz poświęcony czas.

Podziękowania również dla promotora pomocniczego –

dr. inż. Krzysztofa Wojtasa

oraz kolegi z zakładu –

mgr. inż. Krystiana Jędrzejczaka

za celne uwagi i owocną współpracę.

Podziękowania dla firmy Eurotek International, a w szczególności dla

dr. Józefa Dresnera,

za umożliwienie podjęcia tych studiów.

Ponadto podziękowania dla firmy Dantec Dynamics za wsparcie merytoryczne i sprzętowe,

Lekarzom ze Śląskiego Uniwersytetu Medycznego i Wojskowego Instytutu Medycznego

za wsparcie merytoryczne w zakresie zagadnień medycznych.

*Dziękuję całej rodzinie za ich trud i wsparcie,
które doprowadziło mnie do tego miejsca.
Szczególne podziękowania dla mojej ukochanej Żony,
za jej miłość i wyrozumiałość.
Pracę dedykuję naszym nowo narodzonym dzieciom,
Alicji i Nikodemowi.*

Streszczenie rozprawy doktorskiej

Niniejsza rozprawa doktorska poświęcona jest opracowaniu metodyki pomiaru rozkładu pola przepływu laserowej anemometrii obrazowej i stężeń laserowo indukowanej fluorescencji w układach transparentnych wytworzonych z wykorzystaniem metod druku 3D do badania problemów układu krwionośnego. Motywacją do podjęcia tego tematu było wciąż wysokie i powszechne zagrożenie dla zdrowia i życia ludzkiego w przypadku wystąpienia chorób układu krwionośnego. Pierwszym etapem pracy było dobranie odpowiedniej technologii druku oraz materiałów, które pozwoliłyby na wytworzenie fantomu konkretnego fragmentu układu krwionośnego. Wiąże się to również z opracowaniem całego procesu przygotowania powierzchni wydruku do pomiarów optycznych, które wymagają transparentności oraz gładkiej, płaskiej powierzchni. Ponadto, ciecz wykorzystywana do badań musi spełniać zarówno warunki podobieństwa do reologii krwi jak też warunki optyczne aparatury pomiarowej laserowej anemometrii obrazowej. W ramach tej pracy przeprowadzono pomiary w układach przepływowych imitujących kształt wybranych odcinków ludzkiego układu krwionośnego uzyskanych dzięki wykorzystaniu obrazów otrzymanych z tomografu komputerowego pacjentów. Otrzymane rezultaty mogą być wykorzystywane m.in. walidacji obliczeniowej mechaniki płynów. Zakres możliwości opracowanej procedury pomiarowej został opisany w kilka publikacjach i wciąż pojawiają się nowe możliwości badawcze, których rezultaty są opracowywane do dalszego publikowania. Wykazanie zgodności eksperymentalnej mechaniki płynów z obliczeniową pozwala na dokładną analizę matematyczną ruchu elementów krwi w środowisku naturalnym, a w szczególności na określanie warunków powstawania schorzeń czy parametrów występujących przy różnych zmianach chorobowych. Lepsze zrozumienie zachodzących zjawisk przyczyni się do wcześniejszego diagnozowania oraz określenia zagrożeń związanych z ich wystąpieniem. Dodatkową korzyścią wynikającą z prowadzenia tych badań było wytworzenie modeli układu krwionośnego zachowujących właściwości żywych tkanek – ich elastyczność oraz wytrzymałość. To z kolei pozwoliło nie tylko na prowadzenie badań z zachowaniem naturalnych odkształceń w zależności od ciśnienia, ale również okazało się doskonałym narzędziem szkoleń oraz ćwiczeń przed skomplikowanymi zabiegami i operacjami, co redukuje ryzyko powikłań oraz dyskomfortu pacjentów.

Słowa kluczowe: PIV, laserowa anemometria obrazowa, PLIF, planarna laserowo-indukowana fluorescencja, druk 3D, współczynnik załamania światła, problemy układu krwionośnego, miażdżyca, reologia krwi

Abstract of the Doctoral Thesis

This doctoral thesis is devoted to development of measurement methodology regarding the distribution of *particle image velocimetry* flow field and *planar laser-induced fluorescence* concentrations in transparent systems created with the use of 3D printing to explore problems of the cardiovascular system. The motivation for pursuing this subject was a still high and common threat to human health and life caused by cardiovascular diseases. The first stage of the work was selecting adequate printing technology and materials allowing to create a phantom of a specific fragment of the cardiovascular system. This also involves development of the whole preparation process of a printing surface for optical measurements which require transparency and a smooth, flat surface. Moreover, the fluid used in the research must meet both the conditions of similarity to rheological properties of blood and optical conditions of the measuring equipment for laser anemometry. As part of the research, measurements were conducted in flow systems imitating the shape of cardiovascular system sections of humans, also thanks to the use of images obtained from patients' computed tomography. The results are used e.g. for validation of computational fluid dynamics. The scope of possibilities of the developed measuring procedure has been described in several publications, and new research possibilities are still emerging, with their results being prepared for further publication. Showing compatibility between experimental and computational fluid dynamics enables a precise mathematical analysis of the movement of blood elements in the natural environment, especially the determination of conditions for development of diseases or parameters occurring with various pathological changes. Better understanding of ongoing phenomena will facilitate earlier diagnosis and defining risks related to their occurrence. An additional benefit of the research was the development of cardiovascular models preserving the properties of live tissues - their elasticity and strength. This, in turn, allowed not only for conducting research with preservation of natural deformations depending on the pressure, but also appeared to be a great tool for training and exercise before complex procedures and surgeries, which reduces the risk of complications and patient discomfort.

Keywords: PIV, particle image velocimetry, PLIF, planar laser-induced fluorescence, 3D printing, refractive index, cardiovascular diseases, atherosclerosis, blood rheology

Spis treści

1. Wprowadzenie.....	15
2. Cel i zakres pracy	17
2.1. Układ sercowo-naczyniowy	17
2.2. Zagadnienie problemów układu krwionośnego.....	19
3. Nieinwazyjne techniki pomiarowe mechaniki płynów w zastosowaniu medycznym	20
3.1. Zastosowanie technik anemometrii obrazowej w badaniu ruchu krwi w układzie krwionośnym i pracy serca	20
3.2. Zastosowanie techniki obrazowej planarnej laserowo indukowanej fluorescencji w badaniach ilościowych i jakościowych układu krwionośnego	22
3.3. Zastosowanie technologii druku 3D w medycynie.....	23
3.4. Symulacje obliczeniowej mechaniki płynów w zastosowaniu medycznym	24
4. Bezinwazyjna technika pomiarowa badania rozkładu prędkości elementów płynu – laserowa anemometria obrazowa	25
4.1. Ruch płynu.....	25
4.2. Opis ruchu cząstek w płynie.....	27
4.3. Zasady działania planarnej laserowej anemometrii obrazowej	28
4.3.1. Podstawy teoretyczne.....	28
4.3.2. Komponenty systemu laserowej anemometrii obrazowej	34
4.3.2.1. Źródła światła i ich optyka	34
4.3.2.2. Kamery i ich optyka	41
4.3.2.3. Posiew	52
4.3.2.4. Układ akwizycji i synchronizacji	57
4.3.3. Konfiguracja systemu PIV	59
4.3.4. Zaawansowana analiza obrazów i map wektorowych	61
4.3.4.1. Maskowanie obrazów pomiarowych.....	62
4.3.4.2. Redukcja poziomu tła – zwiększanie kontrastu sygnału.....	63
4.3.4.3. Metoda analizy danych typu <i>cross-correlation</i>	65

4.3.4.4. Filtrowanie map wektorowych.....	70
4.3.4.5. Pochodne map wektorowych	70
4.3.5. Niepewność pomiarowa PIV	72
4.4. Zasada działania stereoskopowej laserowej anemometrii obrazowej	75
4.4.1. Podstawy teoretyczne.....	75
4.4.2. Komponenty StereoPIV	78
4.4.3. Konfiguracja i kalibracja stereoskopowej laserowej anemometrii obrazowej	81
4.5. Laserowa anemometria obrazowa w skali mikroskopowej	82
5. Bezinwazyjna technika pomiarowa badania rozkładu stężenia elementów płynu – laserowo indukowana fluorescencja	87
5.1. Podstawy teoretyczne i parametry pracy planarnej laserowo indukowanej fluorescencji	87
5.2. Kalibracja planarnej laserowo indukowanej fluorescencji.....	92
5.3. Mikroplanarna laserowo indukowana fluorescencja	93
5.4. Otrzymywane informacje	93
6. Opracowanie procedury wytwarzania geometrii układu krwionośnego do pomiarów laserowych przy wykorzystaniu druku 3D.....	95
6.1. Przegląd stosowanych technik wytwarzania obiektów 3D.....	95
6.2. Stereolitografia LFS – zasada działania, parametry pracy	96
6.3. Żywica do transparentnych wydruków.....	99
6.4. Dokładność i parametry wydruku.....	101
6.5 Współczynnik załamania światła.....	105
6.6. Dostosowanie fantomu do pomiarów 2D PIV i Stereo PIV	110
6.6.1. Powłoka lakierowa.....	111
6.6.2. Polerowanie.....	112
6.6.3. Ciecz immersyjna.....	115
6.7. Układ przepływowy.....	117
6.7.1. Kompozycja i reologia płynu krwiopodobnego.....	117

6.7.2. Cząstki posiewu	118
6.7.3. Pompa strzykawkowa	119
7. Rezultaty.....	120
7.1. Wyniki badań laserowej anemometrii obrazowej w mikro-skali	120
7.1.1. Model 1 – model tętnicy ludzkiej pokryty powłoką lakierową	121
7.1.2. Model nr 2 – samodzielne przygotowanie modelu z druku 3D	128
7.1.3. Model nr 3 – model tętnicy szyjnej ze zmianą miażdżycową w wydruku 3D z zastosowaniem cieczy immersyjnej	135
7.1.4. Model nr 4 – wariant bifurkacji ze zmianą miażdżycową	139
7.1.5. Modele nr 5 i 6 – model tętnicy szyjnej zdrowej i ze zmianą miażdżycową w wydruku 3D z zastosowaniem biokompatybilnej żywicy elastycznej.....	145
7.2. Wyniki badań stereoskopowej laserowej anemometrii obrazowej w mikro-skali.....	160
7.2.1. Modele nr 7 i 8 – model tętnicy szyjnej ze zmianą miażdżycową w wydruku 3D z zastosowaniem cieczy immersyjnej oraz model tętnicy z symulowaną zmianą miażdżycową w pomiarach stereoskopowej anemometrii obrazowej	161
7.3. Wyniki badań planarnej laserowo indukowanej fluorescencji w mikroskali	167
7.3.1. Model nr 9 – model tętnicy z przewężeniem dwustronnym symetrycznym	167
7.3.2. Model nr 10 – model tętnicy szyjnej ze zmianą miażdżycową w wydruku 3D z zastosowaniem biokompatybilnej żywicy elastycznej	172
8. Dyskusja	175
8.1. Zastosowanie druku 3D do badania problemów układu krwionośnego	175
8.2. Rozbudowa systemu pomiarowego oraz system idealny do pomiarów laserowej anemometrii obrazowej w modelach fragmentów układu krwionośnego	178
9. Podsumowanie	181
Bibliografia.....	183
Spis akronimów	196
Spis rysunków	197
Spis tabel	205

1. Wprowadzenie

Choroby układu krążenia są nadal najczęstszą przyczyną zgonów w XXI wieku. Tym zdaniem zaczyna się znaczna część publikacji związanych z zagadnieniem zdrowia zarówno w tematyce medycznej diagnostycznej, jak i pomiarowej. Dane te potwierdzają również Główny Urząd Statystyczny (GUS) [147], Eurostat [133] czy Światowa Organizacja Zdrowia (WHO – ang. *World Health Organization*) [150]. Średniorocznie w XXI wieku na świecie umiera ponad 50 mln osób, z czego 28–32% z powodów problemów z układem krążenia. Choroby układu sercowo-naczyniowego są najczęstszą przyczyną przedwczesnych zgonów w XXI wieku [149]. Należy zwrócić uwagę, że ze względu na nieustanną pracę pod nieraz znacznymi sporymi obciążeniami jest to układ najbardziej narażony na niewydolność, podatny na drobne zmiany narastające przez lata, często bezobjawowo, czy też na osłabienie występujące wraz z zaawansowanym wiekiem. W ostatnich latach wiele z tych chorób zyskało miano chorób cywilizacyjnych – nieodpowiednia dieta, brak aktywności fizycznej oraz stres to częsta cena rozwoju cywilizacyjnego. Z drugiej strony rozwój medycyny nieznacznie zmienił trend i obserwuje się spadek udziału chorób układu krążenia w ogólnej liczbie zgonów – ale głównie w krajach rozwiniętych. Problem ten cały czas narasta w krajach rozwijających się.

Z badaniami przepływów w organizmie człowieka, a w szczególności w układzie krwionośnym, wiąże się zauważalny wzrost zainteresowania. Jest to w dużej mierze wynikiem rozwoju technologicznego, który umożliwia prowadzenie badań będących jeszcze kilka lat temu poza zasięgiem. Olbrzymi skok technologiczny w ostatnich latach dotyczy również rozwoju druku 3D – czyli addytywnego tworzenia praktycznie dowolnych kształtów i geometrii. Otworzyło to wiele możliwości wykorzystania tej techniki w medycynie. Wszechstronność zastosowania – od protetyki, poprzez fantomy do badań i ćwiczeń chirurgicznych, po biodruk – sprawia, że wpływ druku 3D na rozwój medycyny można nazwać rewolucyjnym.

Z inżynierskiego punktu widzenia druk 3D pozwala na uzyskanie prawie dowolnych kształtów, jakie można odnaleźć w układzie krwionośnym. Dzięki temu możliwe jest przeprowadzenie badań eksperymentalnej mechaniki płynów z odwzorowaniem warunków naturalnych bliskim skali podobieństwa. Inżynierski punkt widzenia jest inny niż medyczny i pozwala na spojrzenie na całość jak na sprawnie działający mechanizm, który jednak czasami przestaje działać prawidłowo. Układ krwionośny jest zamkniętym zespołem przepływowym, w którym serce wymusza nieustanny obieg krwi, doprowadzonej za pomocą systemu naczyń

krwionośnych do wszystkich elementów ciała ludzkiego. Występują przy tym naturalne zjawiska i pojęcia dobrze znane z mechaniki płynów, takie jak płyn nieniutonowski, czas przepływu, regularna i cykliczna praca pompy (serca), zaworów (zastawek), napór na ścianki, rozgałęzienia, przewężenia, naprężenia, odkształcenia, mikro kanaliki (naczynia włosowate). Z każdym z wyżej wymienionych terminów wiążą się potencjalne nieprawidłowości, które można obserwować jako choroby układu krążenia.

Nowa wiedza uzyskana z tego obszaru badawczego może usprawnić diagnozowanie, wykrywanie, a nawet leczenie niebezpiecznych schorzeń występujących w organizmie człowieka. Możliwe stanie się poznanie oraz zrozumienie całego mechanizmu działania ludzkiego organizmu, szczegółowe określenie przyczyn oraz oszacowanie zagrożenia wystąpienia danej choroby czy powikłań.

Na początkowym etapie prac istniało niewiele publikacji o podobnej tematyce, brakowało również dokładniejszych informacji o procesach przygotowania i użycia druku 3D w podobnych pomiarach. Dotychczas stosowane metody polerowania wydruku stawiają granice i ograniczają pełniejsze wykorzystanie technologii produkcji. Praktycznie nie jest możliwe uzyskanie idealnie płaskiej i gładkiej powierzchni podłużnych elementów, co w przypadku pomiarów stereoskopowych generuje zniekształcenia rejestrowanego obrazu oraz wpływa w dużym stopniu na otrzymywane rezultaty. Sama dokładność pomiarów zależy m.in. od precyzji odwzorowania badanego obiektu za pomocą przyrządów optycznych. Ważną rolę w tym odgrywa kalibracja, której procedury nie opisuje żaden artykuł.

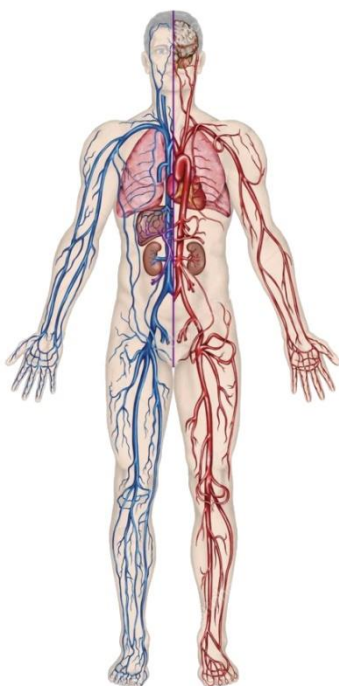
Ponadto nie odnaleziono publikacji potwierdzającej użycie planarnej laserowo indukowanej fluorescencji w pomiarach z wykorzystaniem drukowania geometrii, a jest to technologia zbliżona do laserowej anemometrii obrazowej. Informacje uzyskiwane z obu tych technik będą dawać szerszą perspektywę na zachodzące w ludzkim ciele procesy.

2. Cel i zakres pracy

Celem niniejszej pracy jest 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 (ang. *particle image velocimetry*, PIV) i rozkładu stężeń obszarową laserowo indukowaną fluorescencją (ang. *planar laser-induced fluorescence*, PLIF). Druk 3D jest technologią przyszłości i może zastąpić dotychczasowe metody wytwarzania fantomów elementów układu krwionośnego takie jak odlewy silikonowe czy żelowe.

2.1. Układ sercowo-naczyniowy

Układ sercowo-naczyniowy zwany jest również układem krążenia (ang. *cardiovascular system*). W jego skład wchodzi układ krwionośny oraz limfatyczny. Układ krwionośny to złożony system, którego zadaniem jest dostarczanie tlenu oraz składników odżywczych do wszystkich komórek organizmu, a także usuwanie dwutlenku węgla oraz produktów przemiany materii. Odpowiada za utrzymanie stałej temperatury ciała oraz pH. Zaprezentowany na rysunku 2.1 układ krwionośny, składa się z serca, naczyń krwionośnych oraz krążącej w nich krwi.



Rysunek 2.1. Budowa ludzkiego układu krwionośnego [134]

Serce

Serce to centralny organ układu krążenia, a jego praca przypomina działanie pompy napędzającej krew w całym ciele. Serce jest mięśniem pracującym bez przerwy – zaczyna pracę jeszcze przed narodzinami (funkcjonowanie zaczyna od około 4 tygodnia ciąży), a kończy wraz ze śmiercią człowieka. Serce podzielone jest na 4 części: 2 przedsionki i 2 komory. Serce bije rytmicznie 60–70 razy na minutę w stanie spoczynku, rozprowadzając w tym czasie około 5-6 litrów krwi. Praca serca jest regulowana i inicjowana automatycznie, bez świadomości człowieka. W pojedynczym cyklu można wyróżnić 3 etapy pracy serca: skurcz przedsionków, skurcz komór, rozkurcz serca. Skurcze przedsionków pomagają wypełnić krwią komory serca, a skurcze komór stanowią siłę napędową dla obiegu krwi [130, 146].

Naczynia krwionośne

Naczynia krwionośne to sieć przewodów, którymi transportowana jest krew. Na sieć tę składają się:

- tętnice – część naczyń, którymi w krwiobiegu dużym płynie krew od serca do komórek ciała, bogata w tlen i składniki odżywcze. W krwiobiegu małym tętnicami płynie krew odtlenowana, która wróciła do serca z krwiobiegu dużego. Jest prowadzona do płuc, gdzie zachodzi wymiana gazowa;
- żyły – naczynia, którymi krew płynie z powrotem do serca, w krwiobiegu dużym wraz z zebrany z tkanek dwutlenkiem węgla i produktami przemiany materii, a w krwiobiegu małym krew natlenowana;
- naczynia włosowate – drobne naczynia stanowiące połączenie tętnic z żyłami, w których następuje wymiana gazów, składników odżywczych i produktów przemiany materii z tkankami. Szacuje się, że ich całkowita długość w ciele dorosłego człowieka to około 100 000 km, a powierzchnia przekracza 700 m² [130, 146].

Krew

Krew to płynna tkanka łączna, krążąca w naczyniach krwionośnych. Składa się z wyspecjalizowanych komórek oraz osocza. Pełny skład jest długi i złożony. Jej głównym celem jest podtrzymywanie procesów życiowych. Transportuje tlen, składniki pokarmowe, odbiera dwutlenek węgla i produkty przemiany materii. Transportuje również substancje międzykomórkowe, wchodzi w skład układu odpornościowego. Utrzymuje homeostazę, stałą

temperaturę ciała oraz pH. Bierze udział w procesie obronnym organizmu po przerwaniu ciągłości tkanki (krzepnięcie krwi) [130, 146, 153].

Układ sercowo-naczyniowy jest kluczowy do życia. Jego prawidłowe funkcjonowanie jest niezbędne do zachowania zdrowia oraz długiego życia. Wykazuje jednak podatność na wiele chorób oraz schorzeń, które w mniejszym lub większym stopniu obniżają komfort życia oraz jego długość. Prawidłowa i wczesna diagnostyka może pozwolić na całkowite lub czasowe wyleczenie chorób czy dolegliwości, a jednak aby to było możliwe, konieczne jest jak najlepsze zrozumienie wszystkich zachodzących w nim procesów.

2.2. Zagadnienie problemów układu krwionośnego

Problemy z układem krążenia stanowią przyczynę około co trzeciego zgonu na świecie. Najpoważniejszą chorobą jest niedokrwienność serca, która odpowiada za ponad 10% przypadków śmierci. Choroba niedokrwienności serca obejmuje wszelkie stany niedokrwienia mięśnia sercowego, a zdecydowanie najczęstszą przyczyną jest miażdżycy tętnic wieńcowych.

Miażdżycy (ang. *atherosclerosis*) okazuje się najczęstszą przyczyną chorób kończących się śmiercią. Jest chorobą postępującą rozwijającą się latami. Występuje w tętnicach, prowadząc do zwężenia ich dostępnego przekroju, czego przyczyną jest blaszka miażdżycowa, zbudowana głównie z cholesterolu, która wyrasta ze ściany tętnicy, zarastając ją od środka. W zależności od lokalizacji może przyczynić się do zawału serca, niedokrwienia mózgu, udaru, tętniaka aorty czy amputacji kończyn. Miażdżycy może przyczynić się również do wystąpienia nadciśnienia tętniczego, drugiej najpoważniejszej choroby układu krwionośnego. Choroba ta charakteryzuje się podwyższonym ciśnieniem krwi, a najpoważniejszymi jej skutkami są: niewydolność serca, zawał serca, udar mózgu, powikłania wielonarządowe [144].

Miażdżycy, ze względu na swoją powszechność oraz stopień powikłań z nią związanych, stała się głównym schorzeniem, wytypowanym do pomiarów z wykorzystaniem druku 3D w ramach tej pracy doktorskiej oraz publikacji z nią związanych [5, 44, 45].

Do innych problemów układu krwionośnego, podejmowanych w ramach badań mechaniki płynów można zaliczyć sztuczne zastawki serca [15], niedomykalność mitralną [82], hemolizę [43], przecieki okołozastawkowe [123], zastawki żyłne [113], stenty [104], rozwarstwienie aorty [8].

3. Nieinwazyjne techniki pomiarowe mechaniki płynów w zastosowaniu medycznym

3.1. Zastosowanie technik anemometrii obrazowej w badaniu ruchu krwi w układzie krwionośnym i pracy serca

Systemy PIV są najpowszechniejszymi nieinwazyjnymi systemami pomiarowymi mechaniki płynów w badaniach związanych z układem krążenia człowieka. Przeglądając prace poświęcone tej tematyce badawczej, można wskazać cechy podobieństwa, które charakteryzują główne nurty badań. Są one związane z wykorzystywaną aparaturą, uzyskiwanymi informacjami, założeniami odwzorowania ruchu płynu czy też podziałem na konkretne elementy układu krwionośnego. Podstawowy podział, na jaki należy wskazać to pomiary *in vitro* oraz *in vivo*.

Termin *in vivo* (z *lac. na żywym*) odnosi się do działań na organizmie żywym. Są one istotnym elementem badań biologicznych i medycznych poddając analizie rzeczywiste procesy zachodzące w organizmach. Wyniki takich pomiarów są najbardziej reprezentatywne, jednakże prace na organizmach żywych należą do najtrudniejszych oraz najbardziej rygorystycznych. Klasyczne techniki PIV czy PLIF nie będą miały w takich warunkach zastosowania, co nie znaczy, że w ogóle są niemożliwe. Mniej więcej w tym samym czasie rozpoczęto badania *in vitro* oraz *in vivo* z wykorzystaniem techniki anemometrii obrazowej. Już w 1993 roku uzyskano profil prędkości krwinek czerwonych przepływających w mikro-naczyniach szczura, wykorzystując metodę *cross-correlation* [107]. To właśnie pomiary na zwierzętach początkowo należały do najczęściej wykonywanych pomiarów PIV *in vivo*, głównie na szczurach i myszach [72, 77, 83, 95, 101], ale też na chomikach [55], królikach [59, 87, 105] czy nawet ptakach [109].

Coraz szybszy rozwój technologii wpłynął również na szersze zastosowanie technologii PIV w pomiarach *in vivo*, coraz częściej na organizmie ludzkim. Powszechnym narzędziem obrazowym do analizy PIV stał się ultrasonograf (USG), co w literaturze anglojęzycznej oznaczane jest jako US-PIV (ang. *ultrasound particle image velocimetry*) lub częściej, ze względu na prace z sercem i naczyniami krwionośnymi, Echo-PIV (ang. *echocardiography particle image velocimetry*). Do pomiarów przepływów wewnątrz-naczyniowych jest to odmiana ultrasonografii wykorzystująca zjawisko Dopplera. Takie połączenie aparaturowe zaproponowano w 2000 roku do pomiarów warstw osadu nie dostępnego dla klasycznych

technik obrazowych [20]. Technika ta bardzo szybko znalazła zastosowanie w pomiarach pracy ludzkiego układu krwionośnego – zarówno *in vitro* [23, 24, 52, 126, 128], jak i *in vivo* [24, 52, 73, 90, 99, 111, 112, 126]. Pewną odmianą Echo-PIV jest zastosowanie kontrastu poprzez wprowadzenie mikro-bąbelków, które znacząco poprawiają jakość otrzymywanych obrazów [97, 127]. W literaturze jest to określane skrótami CEUS (ang. *contrast-enhanced ultrasound*) i UCA (ang. *ultrasound contrast agents*).

Za najbardziej zaawansowaną technikę wykorzystywaną do obrazowania i analizy PIV można uznać rezonans magnetyczny (ang. *magnetic resonance imaging*, MRI). Jest to metoda *in vivo* [2], choć często badania porównawcze z klasycznymi systemami PIV były przeprowadzane *in vitro* [50, 68, 88]. MRI pozwala na uzyskanie zaawansowanych rezultatów bazujących na informacjach czasowo-rozdzielczych, jak również trójwymiarowych i trójkierunkowych. Jest to oczywiście również najdroższa, a przez to mało dostępna technika pomiarowa.

In vitro (z łac. *w szkle*) jest terminem, który odnosi się do każdego procesu biologicznego lub chemicznego przeprowadzanego poza organizmem, w którym w normalnych warunkach miałyby one miejsce. To zdecydowanie popularniejszy rodzaj pomiarów związanych z biomechaniką płynów w porównaniu do *in vivo*. Jednymi z pierwszych przedmiotów badań były serce oraz zastawka serca. Już w 1994 roku zbudowano model do badań sztucznej zastawki za pomocą anemometrii obrazowej [61]. Jediną dostępną techniką było wyfrezowanie w transparentnym materiale odpowiedniej geometrii. Obecnie większość pomiarów zjawisk zachodzących w ludzkim krwioobiegu wykonuje się *in vitro*, a udoskonalane są technologie wytwarzania modeli imitujących naczynia krwionośne czy też samo serce. Aby sprostać wymaganiom techniki PIV, modele te muszą być transparentne, a do wytworzenia takiego fantomu przez długi czas podstawowym wyborem były odlewy silikonowe [106, 120, 121, 125]. Bardziej złożone geometrie są wspierane przez druki 3D do podtrzymywania struktur zamkniętych, a następnie dzięki rozpuszczalności materiału druku 3D możliwe jest wypłukanie zbędnych konstrukcji [19, 47, 57]. Modele takie dają dobre rezultaty, jednak ich przygotowanie jest czasochłonne i stosunkowo drogie w produkcji. Fantomy hydrożelowe charakteryzują się wysoką przezroczystością i parametrami wymaganymi do współpracy z systemami pomiarowymi opartymi na obrazowaniu [57, 76]. Przegląd różnych rodzajów grup hydrożelowych wraz z opisem wad i zalet można odnaleźć w publikacji Winklera [122]. Jednakże to druk 3D wykazuje największy potencjał, biorąc pod uwagę szybki rozwój tej

technologii i stosowanych materiałów, które pozwalają na produkowanie niezawodnych i niedrogich obiektów [5, 44, 45].

Dość rzadko spotykanym systemem pomiarowym *in vitro* jest pomiar PIV z wykorzystaniem promieniowania rentgenowskiego, tzw. X-ray PIV. Nie jest to popularna technika pomiarowa ze względu na szkodliwe źródło promieniowania, choć możliwości pomiarowe pozwalają na uzyskiwanie rezultatów z wysoką częstotliwością [46], jak też przestrzennych informacji [42, 65], a przede wszystkim istnieje możliwość pomiaru nieprzejrzystego płynu, np. krwi [3]. Jednakże częstym przypadkiem jest wykonywanie obrazowania tomografem komputerowym (ang. *computed tomography*, CT) w celu otrzymania geometrii elementów układu krwionośnego, które są następnie wytwarzane np. przez drukarki 3D i poddawane pomiarom *in vitro*.

Pomiary PIV *in vitro* najczęściej wykonywane są na modelach zastawek serca [61], modelach żył i tętnic dotkniętych zmianami miażdżycowymi [5] czy tętniakami [42], modelach bifurkacji [121] czy też w przypadku badania wpływu wprowadzenia stentów do przewodów układu krwionośnego [104].

3.2. Zastosowanie techniki obrazowej planarnej laserowo indukowanej fluorescencji w badaniach ilościowych i jakościowych układu krwionośnego

Laserowo indukowana fluorescencja (LIF) jest techniką starszą niż PIV, najczęściej spotykaną w systemach spektroskopowych, gdzie wykorzystując właściwości charakterystyczne wzbudzanego materiału, można określić na podstawie emitowanego sygnału jego skład lub właściwości fizyko-chemiczne. Wraz z rozwojem technik obrazowania dostrzeżono potencjał wykorzystania techniki LIF, tworząc odrębną gałąź aparaturową PLIF (ang. *planar laser-induced fluorescence*). Możliwość zastosowania tej techniki pomiarowej najczęściej odnajdywano w układach mieszających, do weryfikacji stopnia wymieszania na danym etapie procesu. Może być również wykorzystywana do określania czasu przebywania płynu, krwi lub substancji dodanej do krwi w przypadku układów krwionośnych czy też w procesie wypłukiwania z obszarów wychodzących poza główny strumień cieczy, jak np. tętniak [14, 29, 117]. PLIF może także posłużyć do określania zagrożenia wystąpienia krwawienia ogólnoustrojowego, jako następstwa wycieków heparyny z cewnika do krwiotoku [7]. Każdy z tych przypadków był pomiarem *in vitro* w modelu silikonowym i do czasu pisania

tej pracy nie odnaleziono publikacji potwierdzających użycie techniki PLIF z obiektem wydrukowanym w technologii 3D, gdzie ruch płynu odbywał się wewnątrz wydruku.

3.3. Zastosowanie technologii druku 3D w medycynie

Drukarki 3D znajdują zastosowanie w niemal każdej dziedzinie życia człowieka a ich wykorzystywanie cały czas rośnie. Medyczny druk 3D jest stosowany zarówno w działalności klinicznej, jak i w badaniach poświęconych opiece zdrowotnej. Polega na tworzeniu fizycznych replik struktur anatomicznych, których model komputerowy jest opracowywany na podstawie obrazowania 3D przez rezonans magnetyczny, tomografię komputerową czy nawet skan 3D. Wytworzone fantomy mogą posłużyć do opisywanych we wcześniejszych rozdziałach pomiarów ruchu płynów w układach krwionośnych, ale i znajdują też zastosowanie w podobnych pomiarach układu oddechowego [102].

Drukowane są fantomy ludzkich narządów czy elementów układu krwionośnego specyficznych dla danego pacjenta, które chirurdzy mogą wykorzystać do ćwiczeń przed wykonaniem skomplikowanych operacji. Może to przyczynić się do przyspieszenia zabiegu i zredukowania związanego z nim dyskomfortu [143].

Kolejnym istotnym obszarem zastosowania druku 3D w medycynie jest protetyka. W głównej mierze chodzi o protetykę stomatologiczną [85], choć istnieje możliwość wytwarzanie większych protez, nawet kończyn [18, 66].

Druk 3D jest również wykorzystywany do produkcji narzędzi chirurgicznych. W druku 3D powstają sterylne i precyzyjne elementy, co w wielu przypadkach – jak kleszcze, uchwyty, zaciski itp. – pozwala na ich zastosowanie ze znaczącą redukcją kosztów ich pozyskania [12]. Ponadto dowolność drukowanych geometrii umożliwia wytwarzanie narzędzi o specjalistycznym kształcie przystosowanym do konkretnego pacjenta. Wydrukowane narzędzia są lekkie, ergonomiczne i wygodne w użyciu, co może poprawić wyniki operacji, zmniejszyć zmęczenie i dyskomfort chirurgów.

Innym polem wykorzystania druku 3D jest biodruk (ang. *bioprinting*). Biodruk to technologia o różnych zastosowaniach w wytwarzaniu funkcjonalnych konstrukcji tkankowych zastępujących tkanki uszkodzone lub chore. W tym procesie wykorzystuje się odpowiedni roztwór lub żel z biomateriału, który może zostać usieciowiony lub zbudowany na odpowiednio przygotowanym biokompatybilnym ruszcie. Używany materiał może być naturalny lub

syntetyczny, a nawet stanowić ich mieszaninę. Idealny materiał powinien posiadać odpowiednie właściwości mechaniczne, reologiczne i biologiczne docelowych tkanek, które są niezbędne do zapewnienia prawidłowego funkcjonowania biodrukowanych tkanek [22, 31]. Taki wytwór może posłużyć do badań klinicznych czy nawet jako tańsza alternatywa dla przeszczepów narządów ludzkich.

O znaczeniu druku 3D w medycynie może świadczyć otwarcie specjalności dla studentów Gdańskiego Uniwersytetu Medycznego poświęconej zastosowaniu druku 3D w medycynie [137].

3.4. Symulacje obliczeniowej mechaniki płynów w zastosowaniu medycznym

Symulacje komputerowe (ang. *computational fluid dynamics*, CFD) to jedno z najważniejszych narzędzi obecnych czasów nie tylko do analizy zachowania płynów, ale i ciał stałych, a także ich interakcji (ang. *fluid structure interaction*, FSI). CFD pozwala na otrzymanie większej ilości informacji przy mniejszym nakładzie finansowym i czasowym niż w przypadku przygotowania i wykonania badań eksperymentalnych. Ponieważ jednak technika ta bazuje na modelach matematycznych i przewidywaniach wyników, do ich weryfikacji konieczne są rezultaty otrzymane dzięki przeprowadzeniu odpowiednich pomiarów. Proces ten nazywany jest walidacją i stanowi jedno z najczęstszych zastosowań eksperymentalnej mechaniki płynów (ang. *experimental fluid dynamics*, EFD). Publikacje zawierające zestawienie obu tych technik dają najpełniejszy obraz zweryfikowanych wyników [44].

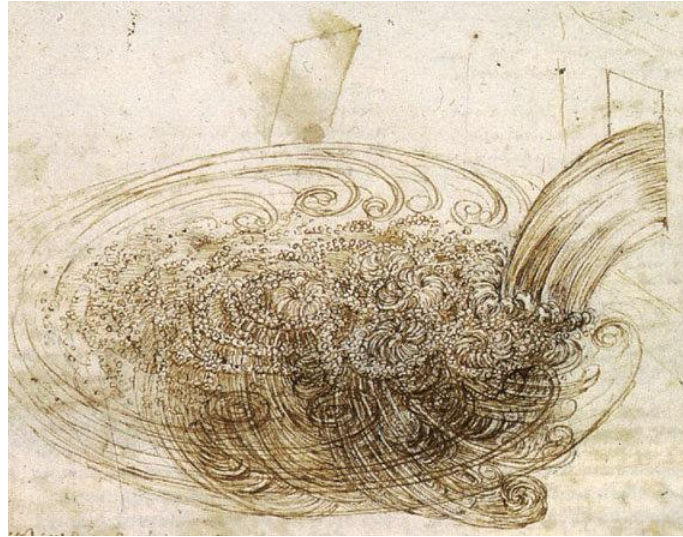
Mimo że przedmiotem niniejszej pracy jest opracowanie metodyki przeprowadzania pomiarów, zawarte w niej są również rezultaty symulacji CFD, zawdzięczone wewnątrzzakładowej współpracy (Zakład Intensyfikacji Procesów Przemysłowych Wydziału Inżynierii Chemicznej i Procesowej Politechniki Warszawskiej) [5, 44, 45].

4. Bezinwazyjna technika pomiarowa badania rozkładu prędkości elementów płynu – laserowa anemometria obrazowa

4.1. Ruch płynu

Mechanika płynów swoje pierwsze zastosowania mogła mieć znacznie wcześniej, niż mogłoby się wydawać. Już w czasach prehistorycznych, nie dysponując wiedzą dotyczącą oporów opływu, człowiek empirycznie skonstruował aerodynamicznie poprawne włócznie, strzały czy łodzie [27, 119]. Sukcesy rozwoju pierwszych cywilizacji można połączyć z rozwojem wiedzy i zrozumienia m.in. hydrostatyki i dynamiki wody, wykorzystywanych do nawadniania czy transportu [152]. W starożytności Archimedes, uważany za ojca fizyki teoretycznej, twórca licznych twierdzeń i tez, wśród których do najśłynniejszych należą prawo dźwigni oraz liczba π (pi), w swojej pracy „*O ciałach pływających*” sformułował zasadę, która brzmi: „ciało zanurzone w cieczy traci pozornie tyle na ciężarze, ile waży ciecz przez nie wyparta” [89]. Za pioniera obrazowej mechaniki płynów można uznać Leonarda da Vinci (1452–1519), który w swoich szkicach dostrzegł, że ruch wody podlega prawom fizycznym, wskazując na powtarzające się struktury i wiry [11]. Na rysunku 4.1. znajduje się, uważane za pierwsze na świecie, wizualizacyjne przedstawienie wirów i ruchu turbulentnego [27]. Wśród wielkich uczonych nowożytnego świata, którzy przyczynili się do rozwoju mechaniki płynów, należy wymienić takie postacie jak: Isaac Newton (1642–1726), Daniel Bernoulli (1700–1782), Leonhard Euler (1707–1783), Joseph-Louis Lagrange (1736–1813), Jean Batiste Joseph Fourier (1768–1830), Claude-Louis Navier (1785–1836), George Gabriel Stokes (1819–1903), Osborne Reynolds (1842–1912) i wielu innych znamienitych uczonych [152]. Za początki eksperymentalnej mechaniki płynów uznawany jest moment zaproponowania przez Ludwiga Prandtla koncepcji warstwy przyściennej oraz prowadzone badania na wodnym tunelu o obiegu zamkniętym, w którym to Prandtl wykorzystując cząstki zawieszone w wodzie, mógł obserwować ruch płynu opływającego poszczególne geometrie [11, 27, 80, 84].

Pierwsze wzmianki o wizualizacji przepływu wykorzystującej obrazowanie pojawiły się w latach 50 XX wieku [60]. Kolejne prace rozszerzały możliwości wizualizacyjne, wykorzystując fotografię z oświetlaczami i zawieszonymi cząstkami pozwalającymi na rejestrację ruchu powietrza [53]. Następnym krokiem milowym w technice pomiarowej znanej dzisiaj jako *particle image velocimetry* (PIV) było skonstruowanie lasera, jednego z ważniejszych wynalazków dla rozwoju nauki XX wieku.



Rysunek 4.1. Szkic wiru wodnego powstałego przy wypływie wody z kwadratowego otworu do basenu wykonany przez Leonarda da Vinci około roku 1500 [11]

Zanim eksperymentalna mechanika płynów utrwaliła się pod nazwą *particle image velocimetry*, stosowane były takie określenia jak:

- Doppler global velocimetry (DGV);
- planar Doppler velocimetry (PDV);
- molecular tagging velocimetry (MTV);
- laser spackle velocimetry (LSV);
- digital image velocimetry (DIV);
- double-pulsed velocimetry (DPV);
- pulsed laser velocimetry (PLV).

W języku polskim najczęściej można spotkać się z nazwą cyfrowa anemometria obrazowa [29, 75, 96, 100].

W obliczeniowej mechanice płynów podstawowym równaniem jest równanie Naviera–Stokesa [108]:

$$\rho \left[\frac{\partial v}{\partial t} + (v \cdot \nabla) v \right] = -\nabla p + \mu \Delta v + \left(\zeta + \frac{1}{3} \mu \right) \nabla (\nabla \cdot v) + \rho f \quad (4.1)$$

dla płynu nieściśliwego:

$$\frac{Dv_i}{Dt} = \frac{\partial v_i}{\partial t} + v_k \frac{\partial v_i}{\partial x_k} = -\frac{1}{\rho} \frac{\partial p}{\partial x_i} + \nu \frac{\partial^2 v_i}{\partial x_k \partial x_k} \quad (4.2)$$

gdzie:

$\frac{\partial v_i}{\partial t}$ – opisuje zmienność pola przepływu w czasie;

$v_k \frac{\partial v_i}{\partial x_k}$ – dotyczy konwekcji;

$-\frac{1}{\rho} \frac{\partial p}{\partial x_i}$ – opisuje gradient ciśnienia;

$v \frac{\partial^2 v_i}{\partial x_k \partial x_k}$ – odnosi się do efektu lepkości.

Obecna technologia pozwala na obrazowe pomiary ruchu płynu z rozdzielczością sięgającą poniżej 1 fm^3 [69] oraz rozdzielczością czasową rzędu $5 \mu\text{s}$ (500 kHz) [28]. Zakres stosowalności i interdyscyplinarności anemometrii obrazowej cały czas się poszerza. Jedną z dziedzin z szybko wzrastającym zainteresowaniem analizą ruchu płynów i oddziaływania na otoczenie jest biofizyka, a w szczególności angiologia i hematologia. Jednakże do prawidłowego zastosowania z pozoru prostej techniki, jaką jest PIV, zalecane jest dokładne poznanie, często nieoczywistych zależności, jakie towarzyszą tej technice pomiarowej.

4.2. Opis ruchu cząstek w płynie

W 1888 roku Basset wyprowadził równanie ruchu sfery względem nieskończonego, nieruchomego płynu. Następnie Hinze [35] rozwinął równanie płynu w ruchu, wprowadzając chwilową prędkość cząstek względem płynu $\hat{V}$, która przybrała postać:

$$\frac{\pi}{6} d_p^3 \rho_p \frac{du_p}{dt} = -3\pi\mu d_p \hat{V} + \frac{\pi}{6} d_p^3 \rho_f \frac{du_f}{dt} - \frac{\pi}{12} d_p^3 \rho_f \frac{d\hat{V}}{dt} - \frac{3}{2} d_p^2 \sqrt{\pi\mu\rho_f} \int_{t_0}^t \frac{d\hat{V}}{dt} \frac{d\tau}{\sqrt{t-\tau}} \quad (4.3)$$

gdzie:

$\hat{V} \equiv u_p - u_f$ – chwilowa prędkość cząstek względem płynu;

d_p – średnica cząstki;

ρ_p – gęstość cząstki;

ρ_f – gęstość płynu;

u_p – prędkość cząstki;

u_f – prędkość płynu;

μ – lepkość płynu.

W powyższym równaniu pierwszy człon reprezentuje siłę wymaganą do przyspieszenia cząstki, a drugi człon odpowiada sile oporu lepkości płynu związanego z ruchem cząstek w płynie (prawo Stokesa). Trzeci człon równania opisuje powstanie gradientu ciśnienia na skutek przyspieszenia płynu w pobliżu cząstki. Czwarty człon odpowiada oporowi lepkiego płynu na

przyspieszenie cząstki. Człon piąty opisuje „siłę Basseta”, która reprezentuje siłę oporu wynikającą z przepływu występującego przy przepływie ustalonym.

Zasadniczym wnioskiem płynącym z tego równania jest fakt, że przy założeniu spełnienia warunku $\rho_p \approx \rho_f$ ruch cząstki w przybliżeniu będzie zgodny z ruchem płynu [21]. Jednakże parametry kształtu i rozmiaru cząstki wpływają na opór wywierany na nią przez otaczający płyn, a rozmiar wraz z gęstością względną wpływają na reakcję cząstek na lokalne zmiany prędkości płynu. Teoretycznie stężenie cząstek może wpływać na ruch cząstek poprzez wzajemne interakcje, jednakże ze względu na stosowane stężenie – średni dystans pomiędzy najbliższymi sobie cząstkami jest dużo większy niż średnica pojedynczej cząstki, dlatego lokalne interakcje są mało prawdopodobne i zanedbywane.

Siła grawitacji w pomiarach PIV jest zazwyczaj pomijana – z wyjątkiem sytuacji, kiedy mamy do czynienia z ruchami bardzo powolnymi i jednym z mierzonych parametrów jest wpływ siły wyporu. Natomiast pomiary w polu oddziaływania sił elektromagnetycznych zazwyczaj są przeprowadzane celowo. W innym wypadku siły te miałyby znaczny wpływ na ruch cząstek i stanowiłyby źródło silnych zakłóceń.

4.3. Zasady działania planarnej laserowej anemometrii obrazowej

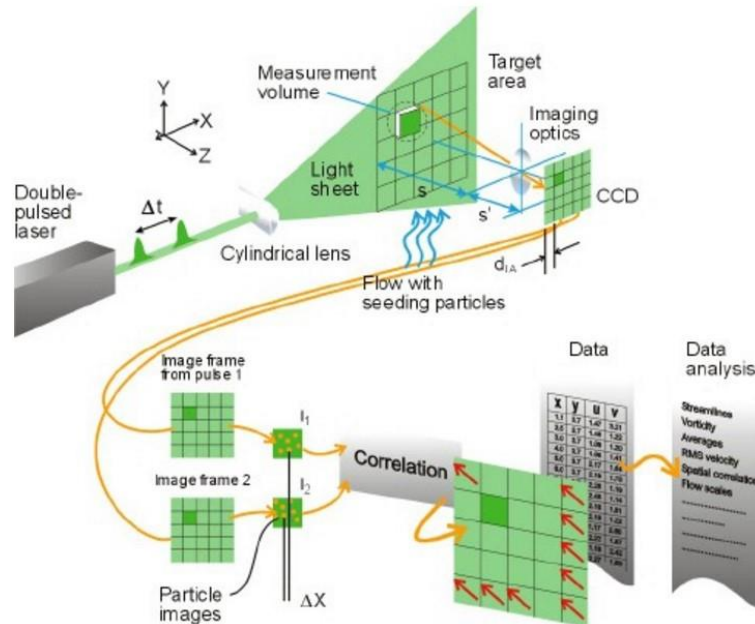
4.3.1. Podstawy teoretyczne

Planarna laserowa anemometria obrazowa (2D2C PIV) w obecnej cyfrowej formie po raz pierwszy wystąpiła w latach 80. ubiegłego wieku [117]. Natomiast pierwsze komercyjne PIV zostało zaprezentowane w 1994 roku [132]. Jest to optyczna technika pomiarowa stosowana do określenia przestrzennego rozkładu prędkości poruszającego się medium prezentowanego w postaci map wektorowych.

W skład aparatury pomiarowej wchodzi następujące główne komponenty:

- kamera cyfrowa, w większość przypadków kamera typu dwuklatkowego (ang. *double-frame*), z układem optycznym w postaci obiektywu lub mikroskopu;
- źródło światła, jakim najczęściej jest laser impulsowy o czasie impulsu rzędu pojedynczych nanosekund (ns);
- optyka do lasera, tzw. optyka noża świetlnego (ang. *light sheet optics*), do odpowiedniego formowania kształtu wiązki laserowej;

- jednostka sterująca wraz z właściwym oprogramowaniem do akwizycji i analizy danych PIV;
- urządzenie synchronizujące, wykorzystywane do odpowiedniego czasowego zarządzania całą aparaturą;
- cząstki znacznikowe.



Rysunek 4.2 Schemat działania aparatury PIV [21]

Zjawiskiem wykorzystywanym w PIV jest rozproszenie światła od powierzchni cząstek zawieszonych w badanym płynie i pomiar ich przemieszczenia w znanym przedziale czasu. Ogólny schemat układu PIV przedstawiono na rysunku 4.2. Do badanego medium należy wprowadzić cząstki znacznikowe dbając o ich jednorodność i neutralność dla badanego płynu. Cząstki te powinny możliwie wiernie odwzorowywać ruch płynu, ich rozmiar musi być dobrany do wielkości badanego obszaru i zjawiska. Obszar pomiarowy jest oświetlany za pomocą wiązki światła odpowiednio uformowanej w zależności od wielkości badanego obszaru jak i typu pomiaru PIV. Do oświetlania wykorzystuje się wysokoenergetyczne lasery dwuimpulsowe o regulowanym czasie pomiędzy impulsami w zależności od wielkości badanego obszaru i prędkości przepływu badanego płynu. Kamera do PIV ma również cechę pracy dwuklatkowej, co umożliwia wykonanie pary zdjęć w regulowanym odstępie czasu nawet poniżej 1 μ s. Obecnie czas ten może wynosić nawet 100 ns. Układ kamera i laser są ze sobą synchronizowane, aby pierwsze światło lasera zostało zarejestrowane na pierwszej klatce kamery, a drugie światło lasera na drugiej klatce. W rozdziale poświęconym urządzeniom

synchronizującym (rozdział 4.3.2.4) przedstawiony został przebieg czasowy akwizycji pojedynczej pary zdjęć wraz z dokładniejszym opisem działania samego urządzenia.

Światło odbite/emitowane przez cząstki posiewu dociera do kamery, która rejestruje obraz w postaci gęstych jasnych punktów na ciemnym tle. Obraz taki zostaje poddany analizie, która w pierwszym kroku dzieli cały badany obraz na podregiony IA (ang. *interrogation area*) o obszarze równym $m \times n$ pikseli. W każdym podregionie wyznaczana jest wartość średniego przesunięcia cząstek Δs , które przekłada się na wyznaczenie wektora przemieszczenia. Znając dokładny odstęp pomiędzy impulsami laserowymi wygenerowanymi sygnałami synchronizatora Δt można obliczyć wartość wektora prędkości:

$$v = \frac{\Delta s}{\Delta t} \quad (4.4)$$

Powyżej zdefiniowana prędkość to wektorowa wielkość fizyczna, która opisuje szybkość zmiany położenia ciała względem układu odniesienia w czasie. Jej podstawową jednostką, zgodnie z układem jednostek SI, jest metr na sekundę [154]. Prędkość może być rozłożona na składowe, np. dla układu współrzędnych kartezjańskich:

$$v = v_x + v_y + v_z \quad (4.5)$$

v_x – składowa prędkości wzdłuż osi x;

v_y – składowa prędkości wzdłuż osi y;

v_z – składowa prędkości wzdłuż osi z.

Laserowa anemometria obrazowa charakteryzuje się następującymi cechami:

- Pomiar nieinwazyjny. Technika pomiarowa jest optyczna i nie wymaga, w ogólnym założeniu, wprowadzania jakiegokolwiek narzędzia pomiarowego w okolice miejsca pomiarowego. Pozwala to na pomiar niezaburzonego przez system ruchu płynu o dowolnej prędkości ruchu czy burzliwości.
- Pomiar pośredni. Anemometria obrazowa jest optyczną i nieinwazyjną techniką pomiarową, jednak nie mierzy danego medium bezpośrednio, a wymaga obecności cząstek znacznikowych, których ruch może być zarejestrowany przez kamery i które jednocześnie będą wiernie odwzorowywać ruch badanego medium. Szerzej o odpowiednich właściwościach i parametrach tzw. posiewu w rozdziale 4.3.2.3.
- Pomiar jednoczesny. Technika pozwalająca na pomiar obszarowy (planarny), który jest oznaczany jako 2D PIV (ang. *2-dimensional PIV*). W zależności od konfiguracji z pomiaru 2D PIV można uzyskać 2D2C PIV (ang. *2-dimensional 2-component PIV*), czyli 2 składowe wektorów prędkości, lub 2D3C PIV (ang. *2-dimensional 3-component*

PIV) z wszystkimi 3 składowymi wektora prędkości w płaszczyźnie pomiarowej. Obecnie systemy PIV pozwalają na pomiary 3D3C PIV (ang. *3-dimensional 3-component PIV*), czyli wyznaczenie wszystkich 3 składowych wektora prędkości z określonej trójwymiarowej objętości. Ze względu na fakt, że z systemu PIV w najprostszej postaci minimum informacji, jakie można uzyskać, to 2 składowe wektora prędkości z obszaru dwuwymiarowego, najczęściej pomija się dopisek 2D2C i pozostawiane jest samo 2DPIV.

- Pomiar wartości chwilowych. Zastosowanie laserów impulsowych o czasie naświetlania liczonym w nanosekundach daje możliwość „zamrożenia” ruchu w trakcie ekspozycji kamery. Ta właściwość pozwala na pomiar wartości chwilowej ruchu płynu w danym momencie w zakresie od wartości prędkości pełzających bliskich 0 m/s ($v_{min} < \frac{1mm}{s}$) do prędkości hipersonicznych ($v_{max} > 5Ma$).
- Pomiar z rozdzielczością czasową. Rozwój technologii zarówno kamer, jak laserów pozwolił na wykonywanie pomiarów czasowo-rozdzielczych TR-PIV (ang. *time-resolved PIV*). W literaturze można spotkać sformułowanie 4D PIV (ang. *4-dimensional PIV*), gdzie czwartym wymiarem jest czas [34].
- Pomiar z obszarów/objętości o szerokim zakresie. Wielkości mierzonych obszarów zależą w dużej mierze od zastosowanej optyki obrazowania. Do małych powierzchni potrzebny jest mikroskop i możliwe stają się pomiary z obszaru $< 1mm^2$ [67]. Na drugim biegunie można wskazać pomiary z obszarów kilkunastu m^2 [13] w klasycznej konfiguracji PIV czy też nawet km^2 [67], z wykorzystaniem zdjęć satelitarnych, a także objętości rzędu kilkunastu m^3 [40].

Mając na celu przeprowadzenie pomiaru PIV, należy wziąć pod uwagę wymagania i ograniczenia jakimi obarczona jest ta technika. Przede wszystkim, ponieważ jest to system optyczny, konieczne jest, aby badany płyn był transparentny, a miejsce pomiarowe zapewniało dostęp optyczny. Stanowi to warunek konieczny zarówno od strony nadawczej, czyli wprowadzenia wiązki laserowej, jak i od strony odbiorczej, czyli obrazowania za pomocą kamer. W szczególnych przypadkach zachowanie tych wszystkich warunków może być niewystarczające, jeśli mamy do czynienia z roztworami zawierającymi związki wielkocząsteczkowe, np. roztwory koloidalne. Może wtedy wystąpić tzw. efekt Tyndalla [155]. Natomiast przy odpowiedniej geometrii układu badanego możliwy jest pomiar płynów o bardzo niskiej transparentności [154].

Rysunek 4.3 przedstawia uproszczony oraz pełny schemat blokowy kroków przeprowadzenia pomiarów metodą PIV. W każdym przypadku pomiar zaczyna się od analizy charakteru badanego zjawiska. Należy określić zakres informacji, jaki chcemy uzyskać, a co za tym idzie – jakiego rodzaju systemu PIV należy użyć. Mając na uwadze ograniczenia systemu, należy badany układ odpowiednio przygotować do pomiarów. W przypadku złożonej geometrii, takiej jak w tej pracy, samo przygotowanie obiektu do pomiaru zajmuje najwięcej czasu w całym procesie pomiarowym. W następnym kroku należy dobrać odpowiedni rodzaj posiewu i rozważyć sposób wprowadzenia do układu.

Znając charakterystykę warunków badań, należy dobrać odpowiednio aparaturę PIV do przeprowadzenia prawidłowo pomiarów. Pierwszym krokiem powinno być zapewnienie odpowiedniego oświetlenia miejsca pomiarowego za pomocą wiązki laserowej. To właśnie laser określa płaszczyznę (lub objętość) pomiarową poprzez jej odpowiednie doświetlenie. Następnie możliwe jest ustawienie kamery wraz z optyką do fotografowania założonego obszaru (lub objętości). Najdokładniej można to wykonać, ustawiając ostrość kamery na obrazie cząstek znacznikowych oświetlonych wiązką laserową. Daje to gwarancję odpowiedniego ustawienia optyki kamery do przeprowadzenia pomiarów.

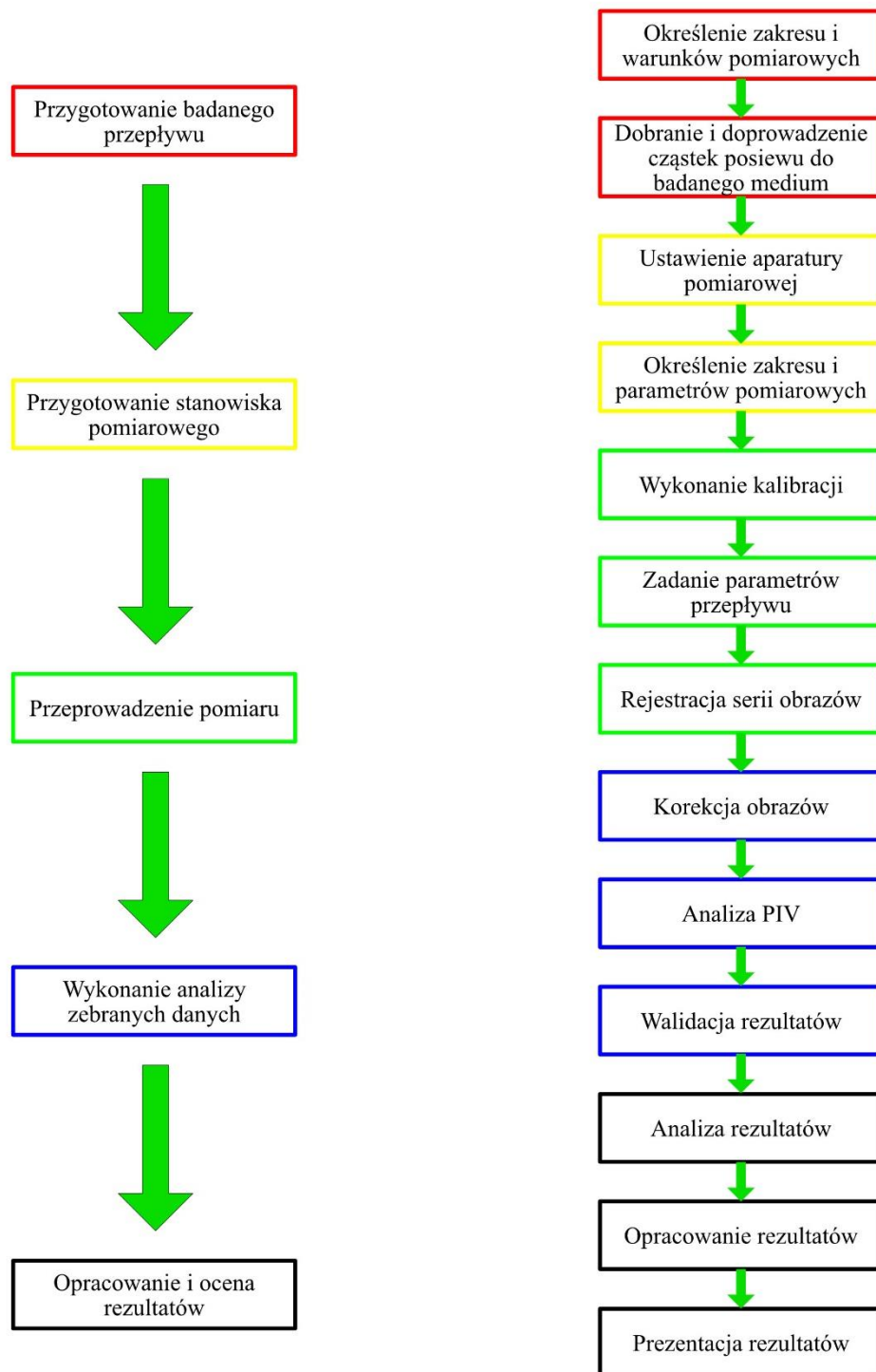
W tym kroku należy również dobrać parametry pomiarowe aparatury PIV, takie jak:

- tryb pracy (single-frame lub double-frame);
- częstotliwość powtarzania zdjęć;
- odstęp czasowy Δt w przypadku pracy w trybie double-frame;
- liczba rejestrowanych zdjęć w pojedynczym pomiarze;
- nastawa odpowiedniej przesłony kamery.

Kolejnym krokiem jest wykonanie pomiaru, który należy rozpocząć od kalibracji systemu. Zgodnie z równaniem (4.6) do określenia wartości wektora prędkości należy określić wartość średniego przesunięcia cząstek Δs . Jednak aby to było możliwe, należy określić współczynnik konwersji wartości cyfrowej wyrażonej w pikselach kamery na jednostkę metryczną:

$$v = A \frac{\Delta s}{\Delta t} \quad (4.6)$$

Współczynnik kalibracyjny A jest niezbędny do otrzymania bezwzględnej wartości wektora prędkości, a dokładność określenia jego wartości bezpośrednio przekłada się na dokładność i niepewność pomiarową PIV. Najprostszym, a jednocześnie bardzo dokładnym sposobem kalibracji jest wykonanie zdjęcia wzorca (płyty kalibracyjnej) rozpoznawanego automatycznie przez program pomiarowy.



Rysunek 4.3. Proces pomiarowy PIV

W celu odpowiedniego przeprowadzenia kalibracji należy wzorzec kalibracyjny ustawić tak, aby płaszczyzna spełniała wszystkie wymienione warunki, czyli była ustawiona:

- w polu obrazowania kamery;
- w zakresie ostrzenia obiektywu kamery;
- dokładnie w miejscu przecinania płynu przez nóż świetlny.

Wprowadzając do programu informację o dystansie pomiędzy 2 punktami na zdjęciu, można wyznaczyć wartość współczynnika kalibracyjnego. Po przeprowadzeniu kalibracji układ badany i mierzący powinny pozostać niezmienione aż do momentu zakończenia pomiarów.

Również zmiana przesłony obiektywu, która wpływa na ilość światła, jaka dociera do światłoczułej matrycy, może mieć wpływ na jakość kalibracji.

Skalibrowany system jest gotowy do pomiarów. Parametry nastawy systemu pomiarowego dokładnie przedstawiono w rozdziale 4.3.3. W rozdziale 4.3.4 szczegółowo, krok po kroku, została opisana analiza obrazów PIV – cała procedura.

Ostatnim etapem w całym procesie jest odpowiednia interpretacja otrzymanych rezultatów i wyciągnięcie prawidłowych wniosków.

4.3.2. Komponenty systemu laserowej anemometrii obrazowej

Pomimo olbrzymiej różnorodności zastosowania aparatury pomiarowej jej główne składniki pozostają niezienne. Stałymi elementami każdego systemu są:

- źródło światła, którym w zdecydowanej większości pomiarów jest laser impulsowy;
- detektor – kamera, najczęściej dwu-klatkowa;
- cząstki posiewu;
- program PIV zainstalowany na komputerze.

Natomiast nie w każdym systemie pomiarowym występują takie elementy jak:

- urządzenie synchronizujące;
- wzmacniacz obrazu;
- fotodioda korygująca;
- zespół przesuwu;
- generator posiewu.

4.3.2.1. Źródła światła i ich optyka

Lasery impulsowe

Najczęstszym źródłem światła wykorzystywanym do pomiarów PIV jest laser impulsowy. Słowo „laser” jest akronimem od angielskiego wyrażenia *light amplification by stimulated emission of radiation* (wzmocnienie światła poprzez wymuszoną emisję promieniowania).

Światło emitowane przez lasery jest monochromatyczne, spójne, o dużej gęstości energii oraz czasie trwania impulsu pozwalającym na uzyskanie tzw. zamrożenia ruchu. Zasadniczymi częściami lasera są:

- układ pompujący, który dostarcza energię do ośrodka czynnego;
- ośrodek czynny, w którym dochodzi do akcji laserowania;
- rezonator optyczny, który jest układem optycznym pełniącym funkcję dodatniego sprzężenia zwrotnego dla wybranych długości fal i wymusza akcję laserową.

W zależności od zakładanej częstotliwości pracy stosowane są 2 ośrodki czynne:

- lasery neodymowe Nd:YAG do pracy w zakresie do 200Hz i długości fali 532nm;
- lasery neodymowe Nd:YLF do pracy do 20kHz i długości fali 527nm.

Lasery Nd:YAG to lasery na ciele stałym, których wiązka laserowa jest generowana przez jony Nd^{3+} w kryształach YAG (ang. *yttrium-aluminum-garnet*). Podstawową generowaną długością fali jest 1064nm. Wzbudzenie osiąga się poprzez pompowanie optyczne światłem białym diodowym lub lampowym. Aby otrzymać wiązkę laserową w paśmie światła widzialnego stosuje się kryształy podwajające. W trakcie procesu podwajania wiązka laserowa z $\lambda_0 = 1064\text{nm}$ zostaje przekształcona w wiązkę $\lambda_{2\omega} = 532\text{nm}$ (czyli o dwukrotnie krótszej długości fali światła), jednakże kosztem energii, która również maleje blisko dwukrotnie. Najpopularniejszym kryształem stosowanym w laserach Nd:YAG jest kryształ KD*P (ang. *potassium dideuterium phosphate*).

Lasery Nd:YLF mają długość fali zbliżoną do laserów Nd:YAG wynoszącą $\lambda = 1053\text{nm}$. Kryształem pracującym w tym rezonatorze jest Nd:YLF (ang. *neodymium: yttrium lithium fluoride*), natomiast kryształem podwajającym jest również KD*P. Jako ośrodek czynny zdecydowanie najpopularniejsze są diody, ze względu na częstotliwość pracy.

Poza szczególnymi przypadkami laser do PIV musi mieć możliwość wygenerowania 2 impulsów laserowych w bardzo krótkim i regulowanym odstępie czasu Δt . W praktyce czas ten jest wykorzystywany z zakresu od $< 1\mu\text{s}$ do 100ms . Aby osiągnąć takie parametry pracy, lasery do PIV mają budowę podwójną, tj. dwa ośrodki generujące wiązkę laserową z optyką łączącą oba promienie w jedną współbieżną wiązkę wyjściową. Specyfikacja lasera to nie tylko długość fali, energia w impulsie i czas trwania impulsu. Wszystkie parametry charakteryzujące wiązkę laserową zostały przedstawione i omówione poniżej:

1. Długość fali – to najbardziej podstawowy parametr wiązki laserowej. W zdecydowanej większości wykorzystuje się lasery o świetle z zakresu widzialnego $\lambda = 527\text{nm}$ lub $\lambda = 532\text{nm}$. Za tą długością fali przemawiają dwie cechy, które sprawiły, że niemal

wszystkie systemy PIV pracują z laserami zielonymi. Pierwsza z nich to natura detektorów, czyli kamer z sensorami CCD czy CMOS, których maksimum efektywności jest w zakresie $500 - 600nm$. Również ludzkie oko jest najbardziej czułe na kolor zielony (około $555nm$), co usprawnia ustawienie eksperymentu. Lasery Nd:YAG oraz Nd:YLF mają dość łatwą konstrukcję, dobrą stabilność i możliwość dużego wzmocnienia przy stosunkowo krótkim impulsie. Technologicznie nie są również bardzo kosztownym laserem.

2. Energia w impulsie – wartość energii podawana jest na wnękę, stąd w specyfikacjach najczęściej podawana jest wartość np. $2 \times 200mJ$. Energia lasera jest mocno zależna od częstotliwości jego pracy. Użyteczne wartości mieszczą się w zakresie $10 - 400mJ$, choć najmocniejsze lasery mogą przekraczać wartość $1J$. Im większa energia lasera, tym większe obszary (lub objętości) można oświetlić jednocześnie. Większe są również możliwości pracy z dystansu oraz penetracji nie w pełni transparentnych ośrodków.
3. Czas trwania impulsu razem z energią lasera oraz powierzchnią oświetlającą dają gęstość energii. To właśnie gęstość energii bezpośrednio wpływa na wielkości obszarów (objętości). Jest to liczba fotonów w jednostce czasu na jednostkę powierzchni, która ma szansę napotkać cząstkę posiewu, od której odbita dotrze do kamery. Aby kamera mogła zarejestrować ten sygnał, musi wystąpić pewna liczba fotonów, która przekroczy próg wykrywalności. Lasery do PIV są laserami z grupy laserów nanosekundowych. Typowo jest to zakres od kilku do około $200ns$. To idealny czas z perspektywy osiąganych gęstości energii oraz uzyskania tzw. zamrożenia ruchu. Kamery pomiarowe mają czas ekspozycji zazwyczaj w zakresie milisekund. Jeśli zastosowane byłoby źródło światła pracy ciągłej, sygnał posiewu, poruszającego się powyżej pewnych prędkości, rejestrowany byłby przez szereg pikseli, dając efekt smugi. Stosowanie impulsów laserowych o czasie świecenia rzędu kilku nanosekund powoduje, że nawet pomimo dużo dłuższego czasu ekspozycji kamery, sygnał dominujący odbierany przez kamerę pochodzi z krótkiego impulsu świetlnego. Przykładowo, dla lasera o czasie trwania impulsu $10ns$, obszaru pomiarowego $10 \times 10cm$ i rozdzielczości kamery $1000 \times 1000 \text{ pikseli}$, teoretyczne maksymalne prędkości, jakie można „zamrozić”, mogą wynosić $\sim 2000m/s$, zakładając standardowe warunki (więcej o sposobie określania maksymalnych mierzonych prędkości w rozdziale 4.3.3). Natomiast maksymalne prędkości, jakie można zmierzyć, wynikają bardziej z parametrów kamery niż lasera, ponieważ w laserach z podwójną wnęką minimalny odstęp czasowy pomiędzy impulsami lasera jest znacznie krótszy niż minimalny odstęp pomiędzy klatkami kamery $\Delta t_{laser} \ll \Delta t_{kamera}$.

4. Częstotliwość pracy – jest to bardzo istotny parametr z perspektywy otrzymanych informacji. Zasadniczo systemy PIV ze względu na częstotliwość pomiarową można podzielić na 2 grupy:
- a. Systemy do pomiarów statystycznych. Są to pomiary, w rezultacie których otrzymujemy mapy wektorowe, niepowiązane ze sobą ciągłością płynu, tj. element płynu zdefiniowany jedną mapą wektorową na kolejnej mapie wektorowej jest przesunięty poza obszar pomiarowy. Otrzymujemy zbiór wartości wektorów prędkości chwilowych niepowiązanych ze sobą w czasie. Rezultaty takie często służą do wyznaczania uśrednionego rozkładu wektorów prędkości w przestrzeni, użytecznego w przypadku przepływów stacjonarnych. Częstotliwość takich systemów jest w zakresie 1 – 15Hz.
 - b. Drugą grupę stanowią systemy wysokoczęstotliwościowe. W zależności od warunków pomiarowych systemy dające mapy wektorowe z możliwością korelowania wartości wektora w czasie pracują z częstotliwością już od 50Hz. W chwili pisania rozprawy najszybsze systemy PIV dostępne na rynku osiągają częstotliwość pomiarową 100 kHz (szczególne przypadki wskazują na systemy mające maksymalną częstotliwość pracy nawet 500 kHz [28]). Wraz ze wzrostem częstotliwości pomiarowej maleje odstęp pomiędzy drugim impulsem t_2 w parze mapy wektorowej n a pierwszym impulsem t_1 w parze mapy wektorowej $n + 1$. W określonej sytuacji odstępów czasowych pomiędzy $t_{1(n)}$, $t_{2(n)}$ i $t_{1(n+1)}$ są sobie równe. Sytuacja taka nazywana jest z angielskiego *true time-resolved PIV*. Jest to moment, kiedy system dwuimpulsowy działa w taki sam sposób, jak działałby system pojedynczych impulsów. Mając do dyspozycji mapy wektorowe czasowo-rozdzielcze, można przeprowadzić dalszą analizę uzyskując takie informacje jak: turbulencje, dekompozycja modalna z podziałem energetycznym, przestrzennym i częstotliwościowym poszczególnych modów (struktur przepływu), klasyfikacja modów wg ich stabilności i czasu rozpadu. Są to informacje szczególnie istotne w pomiarach aerodynamiki.
5. Stabilność impulsu po impulsie – jest to parametr niewpływający bezpośrednio na możliwości pomiarowe, jednak może mieć wpływ na jakość rezultatów. Stabilność impulsu po impulsie wskazuje na różnice w energii impulsów następujących po sobie. Jest to zazwyczaj wartość $< 3\%$, co ma marginalne znaczenie. Podwyższona wartość mogłaby

powodować w niektórych przypadkach utrudnienia w analizie obrazów, jeśli np. wykorzystywana byłaby analiza maskowania dynamicznego (więcej w rozdziale 4.3.4).

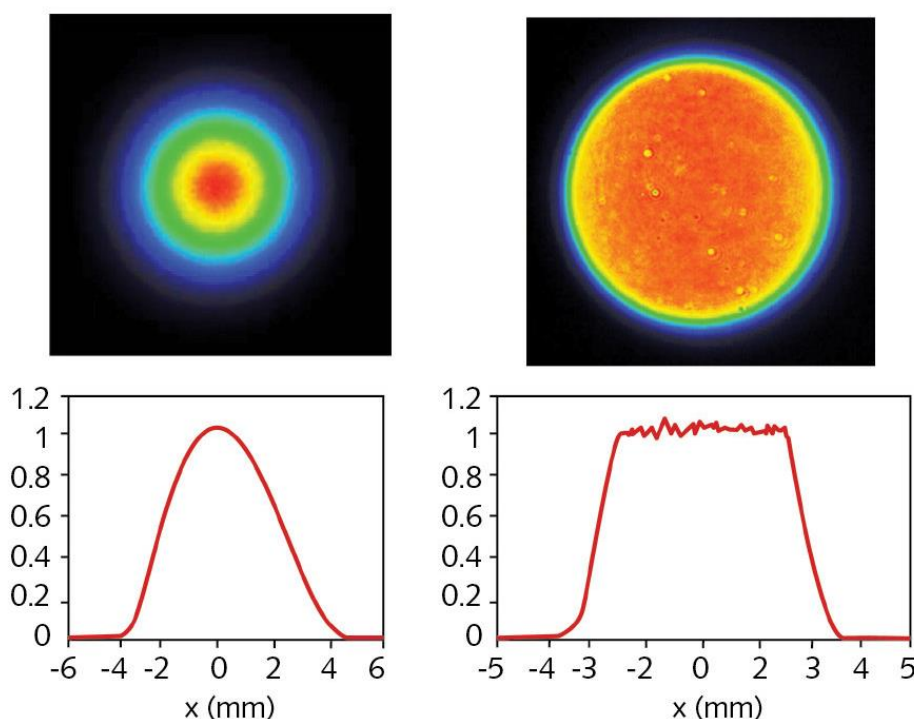
6. Stały spadek energii w trakcie pracy długookresowej – parametr istotny dla pomiarów PLIF, w których jednym z założeń jest stała wartość energii laserowej. Kompensację można wykonać poprzez fotodetektor, który monitoruje energię każdego impulsu i przekazuje informację do programu pomiarowego lub też przez sam program pomiarowy.
7. Średnica wiązki – parametr istotny tylko z punktu widzenia doprowadzenia wiązki laserowej do optyki noża świetlnego. Jest wartością startową, do której należy doliczyć przyrost wynikający z rozbieżności.
8. Profil wiązki – wyróżnić można wiązki o profilu gaussowskim oraz typu Top–Hat. Dla aplikacji PIV korzystniejszym profilem będzie Top–Hat, ponieważ umożliwi równomierne oświetlenie obszaru/objętości pomiarowej, co ułatwi dalszą analizę. Profil gaussowski jest naturalnym profilem laserowym, natomiast do otrzymania profilu Top–Hat potrzebna jest dodatkowa optyka formująca wiązkę, a co za tym idzie – zwiększa się koszt samego lasera. Równanie profilu gaussowskiego przyjmuje następującą postać:

$$I(r, z) = I_0 \left(\frac{w_0}{w(z)} \right)^2 \exp \left(\frac{-2r^2}{w(z)^2} \right) \quad (4.7)$$

gdzie:

$I(r, z)$ – rozkład intensywności wiązki w funkcji promienia r i dystansu wzdłuż osi z

w_0 – promień w ognisku wiązki (*ang. beam waist*)



Rysunek 4.4 Profile wiązki typu gaussowskiego (po lewej) i Top–Hat (po prawej). [141]

9. Rozbieżność wiązki θ (ang. *half angle divergence*) – parametr niewpływający bezpośrednio na jakość czy możliwości pomiarowe, a jedynie na sposób doprowadzenia wiązki laserowej do optyki noża świetlnego. Wiązka laserowa rozszerza się wraz z przebytem dystansu, a średnica wiązki rośnie z odległością od okna rezonatora wg zależności:

$$\theta = \frac{w(z)}{z} = \frac{\lambda}{\pi w_0} \quad (4.8)$$

Należy tutaj zauważyć, że kąt rozbieżności wiązki θ i jej promień w_0 są odwrotnie proporcjonalne. Oznacza to, że im większa wartość w_0 , tym mniejszy jest kąt rozbieżności. Kąt rozbieżności wiązki θ przyjmuje wartości od ułamka miliradiana dla laserów Nd:YAG do kilkunastu miliradianów dla laserów Nd:YLF. Mała rozbieżność wiązki ułatwia przesyłanie jej na duże odległości, jednakże może wystąpić konieczność zastosowania optyki kolimującej.

10. Parametr jakości wiązki M^2 – miara jakości propagacji wiązki. Jest to stosunek rzeczywistej propagacji wiązki do granicy dyfrakcyjnej. Innymi słowy – jest to liczbowe określenie, ilukrotnie średnica wiązki laserowej w ognisku w_0 jest większa od idealnej wiązki gaussowskiej w ognisku dla tej samej długości fali λ .

$$M^2 = \frac{\pi w_0 \theta}{\lambda} \quad (4.9)$$

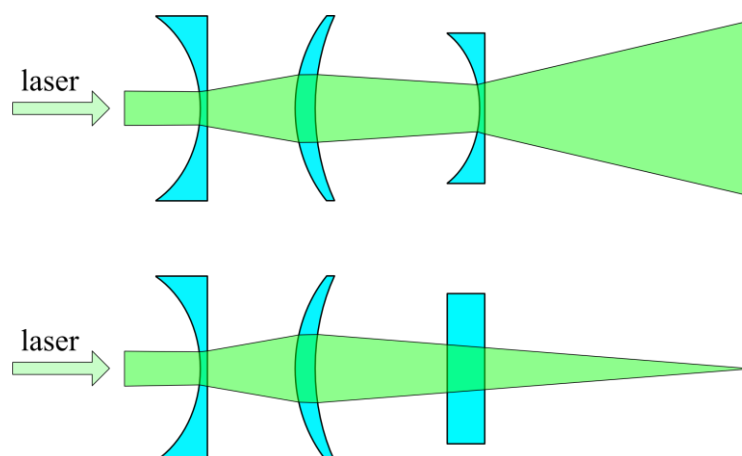
Dla idealnej wiązki gaussowskiej $M^2 = 1$, natomiast w rzeczywistości mają współczynnik $M^2 > 1$. Dla laserów PIV wartości M^2 są zwykle wartościami <10 dla laserów Nd:YAG oraz <20 dla laserów Nd:YLF. M^2 pozwala przewidzieć ewolucję promienia wiązki oraz odpowiednio dobrać optykę lasera.

Lasery pracy ciągłej

W specjalnych przypadkach, najczęściej w środowisku wodnym, istnieje możliwość zastosowania ciągłego źródła światła, laserowego lub LED. W takim wypadku czas ekspozycji kamery jest wyznacznikiem maksymalnych prędkości, jakie można mierzyć, stąd zastosowanie jedynie do układów z płynami jako ośrodkiem. Wśród laserów pracy ciągłej zdecydowana większość ma barwę zieloną, choć tutaj bez trudu można odnaleźć przykłady zastosowania laserów o krótszej długości fali, odpowiadającej barwie niebieskiej, wciąż będącej w paśmie wysokiej czułości kamery.

Optyka noża świetlnego

Wiązka laserowa generowana jest jako okrągły promień świetlny o średnicy rzędu kilku do kilkunastu milimetrów. Aby taki promień mógł oświetlać odpowiedni obszar/objętość, musi zostać przetworzony przez specjalną optykę, tzw. nóż świetlny (ang. *light sheet optics*, LSO). Inna nazwa spotykana w literaturze to płaszczyzna świetlna. Na rysunku 4.5 zaprezentowano przedstawia przykładowy zespół elementów optycznych w najpopularniejszym układzie z soczewką cylindryczną i sferyczną. Górna część przedstawia widok z góry, z perspektywy kamery, gdzie ostatnia soczewka odpowiada za kąt oświetlania wiązką laserową. Dolny zespół optyczny prezentuje perspektywę prostopadłą, gdzie pierwsze dwie soczewki ogniskują wiązkę laserową na pewnym dystansie, dając w miejscu pomiarowym największą gęstość optyczną światła laserowego.



Rysunek 4.5. Układ optyczny soczewek noża świetlnego do oświetlania płaszczyzny pomiarowej z wykorzystaniem aparatury PIV.

Formowanie noża świetlnego odbywa się za pomocą odpowiednio dobranych soczewek. Dobór ten prowadzi się, znając parametry wiązki laserowej takie jak średnica, rozbieżność, M^2 czy też samą gęstość energii. Z drugiej strony warunkami brzegowymi do spełnienia są:

- obszar, jaki należy oświetlić – kąt rozbieżności płaszczyzny świetlnej α ;
- dystans pomiędzy optyką lasera a miejscem pomiarowym – ogniskowa optyki f ;
- grubość noża świetlnego w miejscu pomiarowym $w(f)$.

Pierwsze dwa parametry zależą ściśle od geometrii obszaru/objętości, jaka ma być zmierzona. Parametr $w(f)$ jest dobierany ściśle pod typ pomiaru PIV. W pomiarach 2D2C istotne jest, aby wiązka laserowa miała możliwie najmniejszą wartość $w(f)$. W pomiarach dwuwymiarowych istotne jest, aby mierzyć ruch dwuwymiarowy, stąd redukcja informacji o ruchu w trzecim

wymiarze poprzez minimalizację grubości wiązki świetlnej. Typowo wartości te są $< 1mm$. W przypadku systemów stereoskopowych 2D3C grubość noża świetlnego zależy od wielkości obszaru obrazowania oraz wielkości IA w trakcie analizy. Wielkość ta powinna być w zakresie od $IA/4$ do IA . Ponieważ wielkości obszaru obrazowania mogą być od skali mikro do obszarów liczonych w m^2 , grubość noża świetlnego zawiera się w przedziale od $< 1mm$ do $> 10mm$. W przypadku pomiarów 3D3C określa się raczej objętości maksymalne jakie można oświetlić. Istniejące ograniczenia wynikają jedynie z możliwości technologicznych, tj. maksymalnej energii lasera PIV, która dla komercyjnego egzemplarza może obecnie wynieść $2 \times 1,3J$, czułości kamery oraz zastosowania odpowiedniej wielkości cząstek posiewu. W przypadku wykorzystania tzw. baniek mydlanych wypełnionych helem o średnicy około $0,5mm$ możliwości pomiarowe systemu rosną do kilkunastu m^3 i wiązki o $w(f) > 1m$.

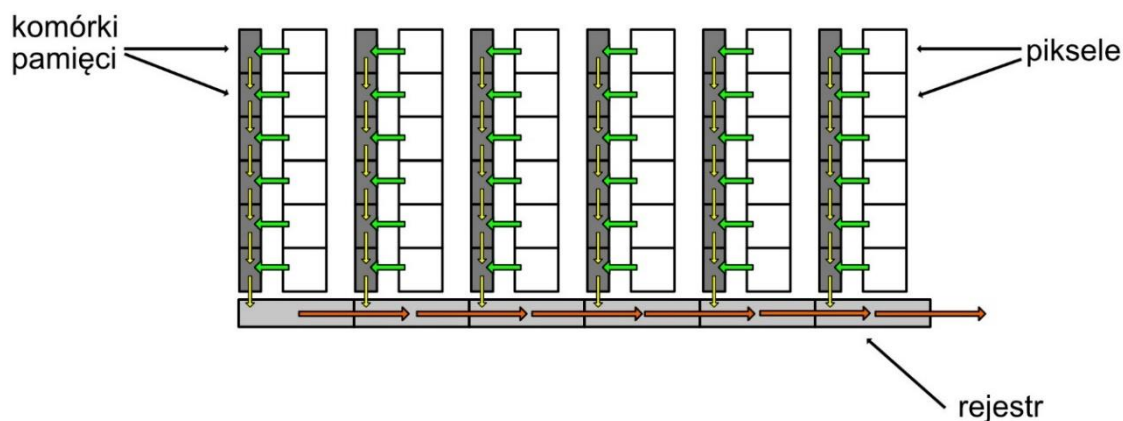
4.3.2.2. Kamery i ich optyka

Kamery cyfrowe

Kamery cyfrowe powstały w latach 70. XX wieku, jeszcze później niż lasery. Oba te urządzenia stanowią jednak trzon techniki pomiarowej PIV. Przez dekady podstawowym sensorem w kamerach była matryca CCD (ang. *charge-coupled device*). Obecnie wraz z rozwojem technologicznym kamery wykorzystują głównie matryce typu CMOS (ang. *complementary metal-oxide-semiconductor*). Porównanie obu technologii, jak i ich historię można odnaleźć w wielu publikacjach, ujętą zarówno z perspektywy aparatów naukowych, jak i komercyjnych. Kamera do PIV ma zasadniczą cechę wyróżniającą ją spośród innych, którą jest zdolność wykonania pary zdjęć z bardzo krótkim i regulowanym odstępem czasu, nawet do $100ns$, przy zachowaniu pełnej rozdzielczości sięgającej $> 20MPix$. W przypadku zastosowania kamery o pojedynczych zdjęciach do uzyskania czasu między zdjęciami wynoszącego $100ns$ częstotliwość pracy musiałaby wynosić $10MHz$, wciąż utrzymując pełną rozdzielczość, a czas trwania ekspozycji $< 100ns$. Dla obecnej technologii jest to niemożliwe do uzyskania, stąd kamery do PIV przez długi czas będą typu podwójnych klatek (ang. *double-frame*).

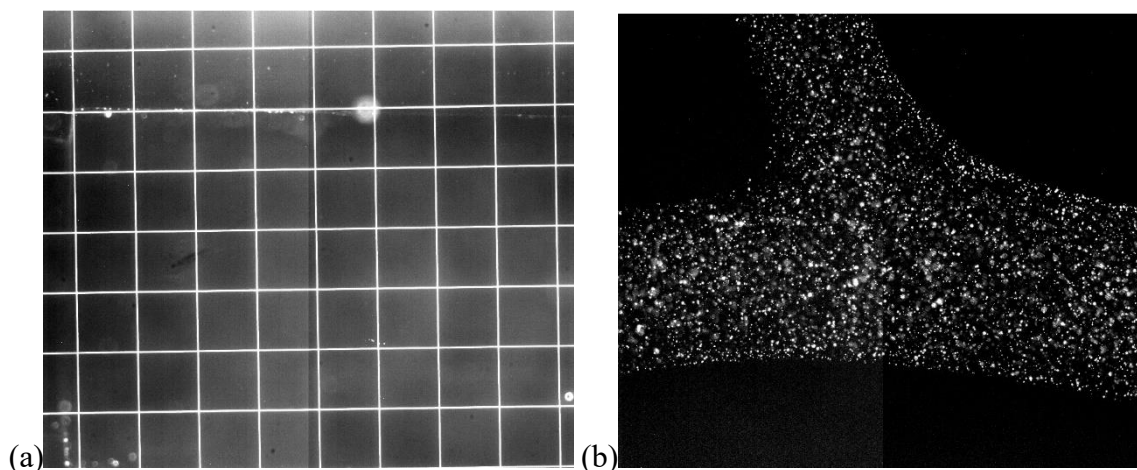
Sensor kamery składa się z podstawowych elementów światłoczułych zwanych pikselami. Są one zestawione w linie przetwarzające sygnał świetlny (fotony) na sygnał elektryczny (elektrony), a ten jest przekazywany do tzw. komórek pamięci. Każdy piksel ma przypisaną sobie komórkę pamięci, która nigdy nie jest wystawiona na działanie sygnałów

zewnątrznych, a jedynie na sygnał przekazany i przetworzony przez dany piksel. To właśnie zastosowanie przeniesienia ładunku z piksela do komórki pamięci pozwala na szybkie „zapamiętanie” obrazu i rejestrację kolejnego po czasie rzędu 100ns. Na rysunku 4.6 zilustrowana jest zasada budowy matrycy kamery do PIV. W zależności od technologii kamery sygnał z komórki pamięci jest przekazywany do rejestru kamery już w trakcie ekspozycji drugiego zdjęcia lub też dopiero po zakończeniu wykonywania podwójnego zdjęcia.



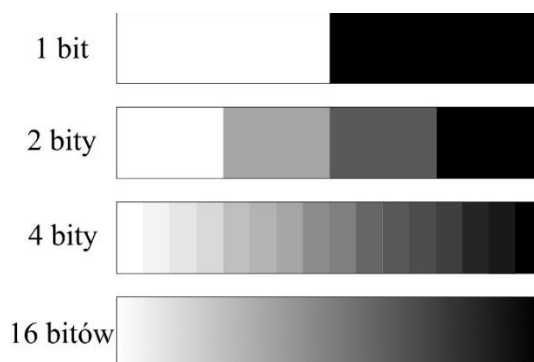
Rysunek 4.6. Zasada działania matrycy kamery PIV

Sygnał z komórki pamięci zlokalizowanej najbliżej linii rejestru jest przekazywany do rejestru i następnie przyjmuje wartość wcześniejszej komórki pamięci. W ten sposób sygnał z całej matrycy kamery jest krok po kroku odczytywany i przekazywany na pamięć komputera. Sensor kamery może pracować z 1, 2 lub 4 rejestrami. Zwiększenie liczby rejestrów daje szybszy odczyt całego zdjęcia, a co za tym idzie – możliwość pracy z większą częstotliwością. Skutkiem ubocznym może być różnica poziomu szumów, widoczna w przypadku braku sygnału, co jednak nie stanowi problemu dla analizy PIV, nawet jeśli linia podziału na rejestry dzieli sekcje wyznaczania pojedynczego wektora *IA* (ang. *interrogation area*). Rysunek 4.7 przedstawia przykładowy obraz z widoczną różnicą jasności wynikającą z zastosowania odczytu 2 rejestrami oraz obraz PIV, na którym różnica ta już nie jest widoczna.



Rysunek 4.7. Obraz (a) z widoczną różnicą jasności z uwagi na zastosowanie podwójnego rejestru odczytu wartości z pikseli kamery przy słabym oświetleniu oraz obraz z pomiarów, gdzie różnica ta jest już niewidoczna (b)

W przypadku pomiarów metodą PIV sygnałem odbieranym przez kamerę jest światło laserowe odbite od cząstek posiewu oraz światło tła. Każdy piksel matrycy jest odizolowany od sąsiednich i sygnał odbierany jest przetwarzany na wartość cyfrową. Rezultat liczbowy sygnału to względna wartość na 8-, 10-, 12- lub 16-bitowej skali (rysunek 4.8), gdzie wartość minimalna wynosi 0 i oznacza brak zarejestrowanych fotonów.



Rysunek 4.8. Zmienność skali szarości dla różnych zakresów dynamiki obrazu

W podstawowej wersji obrazu wartość 0 nigdy nie jest osiągnięta ze względu na szumy elektroniczne towarzyszące działaniu kamery i procesowi zapisu zdjęcia. Często stosowaną praktyką jest redukcja poziomu tych szumów poprzez rejestrację ich wielkości dla sensora odciętego od sygnału zewnętrznego (np. zasłonięty obiektyw kamery) i statyczne odejmowanie tej wartości od każdego kolejnego zarejestrowanego zdjęcia. Wartość maksymalna rejestrowanego obrazu wynika z parametrów i możliwości ilościowej rejestracji fotonów przez pojedynczy piksel – tzw. studnia piksela. Po przekroczeniu fotonowej pojemności piksela sygnał wyjściowy pozostaje maksymalny i niezmienny bez względu na stopień prześwietlenia.

Jest to niebezpieczne zjawisko, które może doprowadzić do uszkodzenia piksela. Następstwem uszkodzenia 1 piksela może być:

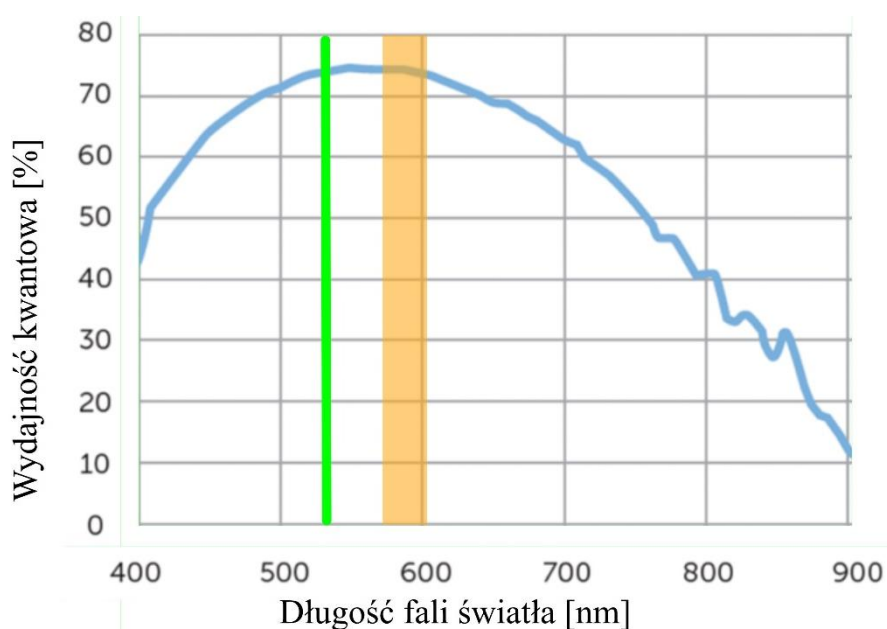
- osłabienie czułości danego piksela bez możliwości regeneracji. Sygnał odbierany przez ten piksel będzie zawsze niższy niż prawidłowo działający piksel napromieniowany tymi samymi fotonami;
- trwałe uszkodzenie możliwości rejestracji fotonów przez dany piksel, co w rezultacie będzie widoczne jako piksel o zawsze zerowej wartości, tzw. martwy piksel;
- uszkodzenie linii rejestrującej rząd, w którym znajdował się dany piksel, czego konsekwencją może być brak działania linii pikseli lub nawet całego rejestru, czyli utrata $\frac{1}{4}$ do nawet całego sensora kamery. Naprawa takiego uszkodzenia możliwa jest jedynie poprzez wymianę całego sensora CCD/CMOS.

Podobnie jak w przypadku lasera, również kamera ma parametry istotne w kontekście zastosowania do pomiarów PIV, przedstawione poniżej.

1. Rozdzielczość kamery (ang. *sensor resolution*). Jej najczęściej używaną jednostką to *MP (MPix, MPx)* – megapiksel, czyli milion pikseli. Jest to oczywisty parametr mówiący o liczbie oraz rozmieszczeniu pikseli na sensorze kamery. Ze wzrostem liczby pikseli zwiększają się możliwości pomiarowe poprzez zwiększanie obszarów lub pomiar z większą rozdzielczością przestrzenną tego samego obszaru. Wzrost rozdzielczości kamery skutkuje również zwiększeniem ilości rejestrowanych danych. To powoduje spadek maksymalnej możliwej częstotliwości pracy kamery, jak również wzrost miejsca na dysku zajmowanego przez pojedyncze zdjęcie. W dalszych krokach będzie można również zauważyć wzrost czasu potrzebnego do wykonania analizy PIV.
2. Rozmiar pojedynczego piksela (ang. *pixel size*). Poza kamerami do spektroskopii piksel w kamerach pomiarowych ma kształt kwadratu o boku w zakresie $2 - 20\mu m$. Wraz ze wzrostem rozmiaru piksela wzrasta obszar mierzony, przy założeniu zastosowania takich samych parametrów obiektu. Większy piksel oznacza również większą pojemność studni potencjału. Natomiast im mniejszy rozmiar piksela, tym większa rozdzielczość przestrzenna, wyrażona w pikselach/mm (piksel/cal), jest możliwa do otrzymania. Obecnie rozmiar piksela wpływa przede wszystkim na cenę samej kamery.
3. Studnia pojemności (ang. *pixel well depth*). Kolejny parametr związany z samym pikselem, choć mniej ważny dla samego eksperymentu PIV. Parametry studni są istotne w dwóch skrajnych przypadkach:

- a. niski poziom sygnału. Do wystąpienia konwersji fotonów na elektrony konieczna jest absorpcja fotonów w ilości przekraczającej próg, od którego zaczynają być uwalniane elektrony. Wartość ta jednak najczęściej nie ma zastosowania ze względu na poziom szumów elektronicznych, jaki występuje w danej kamerze.
 - b. Silne odbłyски. Im większa pojemność studni piksela, tym później wystąpi prześwietlenie, o którego skutkach wspomniano we wcześniejszej części tego rozdziału.
4. Częstotliwość pomiarowa (ang. *frames per second*). Pozostała część parametrów dotyczy już elektroniki związanej z odczytem i dalszym przetwarzaniem sygnału z pikseli. Częstotliwość pomiarowa wyrażana jest w hercach (Hz, jednostka pochodna układu SI) lub też w opisowej jednostce fps (ang. *frames per second*) określającej liczbę zdjęć na sekundę. Im większa częstotliwość pomiarowa, tym więcej zdjęć na sekundę można zarejestrować, a co za tym idzie – dokładniej opisać badane zjawisko. Wzrost częstotliwości pomiarowej przekłada się również liniowo na wzrost szybkości zapelnienia pamięci komputera. Najszybsze kamery do PIV mogą wygenerować ponad 100 GB danych na sekundę pracy.
5. Głębia obrazu (ang. *pixel depth*). Omawiana już wcześniej cecha kamery, a dokładniej przetwornika analogowo-cyfrowego. Sygnał rejestrowany przetwarzany na sygnał elektroniczny jest następnie przetwarzany na wartość cyfrową wyrażoną w skali bitowej (najczęściej 8, 12 lub 16). Bardzo często kamery mogą pracować na więcej niż jednej wartości bitowej. Im większa jest ta wartość, tym dokładniejsze jest zdjęcie i większy stosunek sygnału do szumu. Oczywiście zwiększa to również rozmiar samego zdjęcia, czyli ilość miejsca na dysku, jakie ono zajmuje. Optymalną wartością dla PIV jest 12 bitów, minimalną ale wystarczającą w wielu przypadkach jest 8 bitów, natomiast największą sensowną – 16 bitów.
6. Wydajność kwantowa (ang. *quantum efficiency*). Wydajność kwantowa opisuje, jaki procent fotonów padających na piksel jest przetwarzanych na elektrony. W idealnym przypadku wydajność ta powinna wynosić 100%, ale przy obecnej technologii nie jest to jeszcze osiągalne. Wydajność kwantowa ma ścisły związek z długością fali światła, co powoduje, że czułość CCD jest różna dla różnych częstotliwości padającego światła. Na rysunku 4.9 przedstawiono zależność wydajności kwantowej od długości fali, jaka typowo występuje dla kamery PIV z zaznaczoną linią laserową oraz pasmem fluorescencji barwnika wykorzystywanego do pomiarów w wodzie (rozdziały 4.3.2.3;

4.5; 5). Zakres czułości kamery mieści się na ogół w przedziale od 330 nm do 1100 nm , osiągając maksimum w okolicach 550 nm dla kamer PIV i około 650 nm dla kamer spektroskopowych. Fale krótsze niż 500 nm zaczynają być pochłaniane przez elektrody na powierzchni płytki krzemowej, zmniejszając tym samym wydajność detektora w zakresie krótkofalowym (w okolicach 400 nm wydajność kwantowa na ogół nie przekracza kilku procent). Wykorzystuje się różne techniki, aby podnieść wydajność kwantową. Jedną z nich polega na oświetlaniu płytki krzemu od tyłu, gdzie jej powierzchnia nie jest przesłonięta przez siatkę elektrod. Stosowane są również napylenia zmniejszające odbicia, a co za tym idzie – ilość fotonów docierających do detektora. Maksymalna wydajność kwantowa kamer do PIV wynosi obecnie nawet 85%, przy czym typowa wartość to około $60 \pm 5\%$.



Rysunek 4.9. Zależność wydajności kwantowej od długości fali dla kamery PIV

7. Minimalny czas pomiędzy zdjęciami w parze zdjęć (ang. *interframe time*). Jest to parametr występujący jedynie w przypadku kamer do PIV. Oznacza minimalny czas, jaki można uzyskać pomiędzy zakończeniem zdjęcia *a* a rozpoczęciem zdjęcia *b* w parze zdjęć. W praktyce im mniejszy jest ten czas, tym większe prędkości są możliwe do zarejestrowania, nieraz przekraczające wartość 1 Ma czy nawet $> 1000\text{ m/s}$.

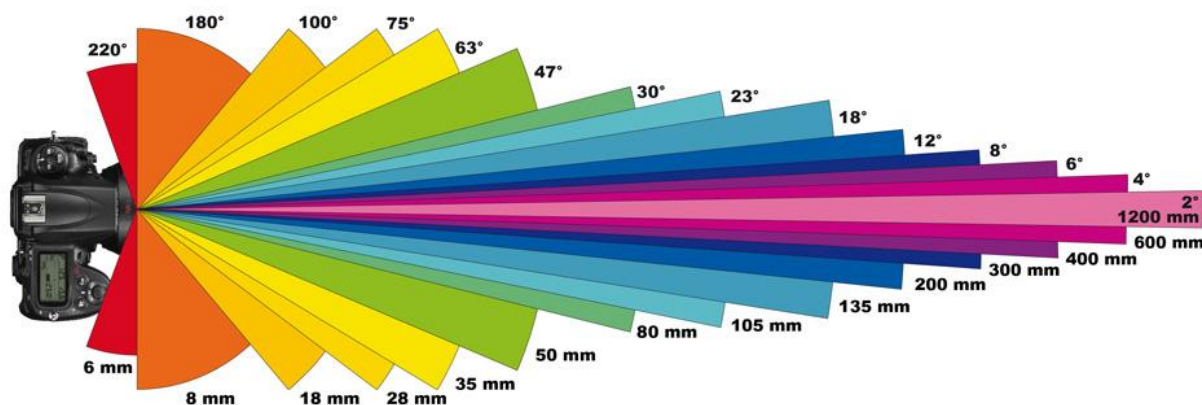
Optyka kamer

Aby było możliwe użycie kamery, konieczne jest zastosowanie odpowiedniego zespołu soczewek, który obraz z miejsca pomiarowego o określonym wymiarze i dystansie od kamery przekaże na jej matrycę. W zależności od obszaru pomiarowego mamy do czynienia

z obiektywami lub mikroskopami. To właśnie od optyki zależą w dużej mierze parametry obszarów lub objętości mierzonej. Tą samą kamerą możemy mierzyć obszary od $< 1\text{mm}^2$ do $> 1\text{m}^2$, stosując jedynie różne zespoły optyczne. Dobranie odpowiedniej optyki jest nie mniej ważne jak dobór kamery, choć z perspektywy cenowej dużo łatwiej jest dokupić kolejny obiektyw.

Optyka kamer, z pozoru mająca dwa główne parametry – ogniskową i przesłonę, jest dużo bardziej złożona. Odpowiednie zrozumienie występujących zjawisk pozwala na uniknięcie błędów pomiarowych, jakie mogą wystąpić np. przy zniekształceniu rejestrowanego obrazu. W dalszej części omówiono główne oraz pozostałe, ale również istotne parametry i zjawiska związane z obiektywami [131].

Ogniskowa (ang. *focal length*). Pierwszy i najważniejszy parametr opisujący nie tylko obiektyw, ale też same soczewki. Ogniskowa obiektywu z definicji jest odległością pomiędzy punktem, w którym światło jest zogniskowane w obiektywie, a płaszczyzną ogniskowania, czyli matrycą światłoczułą. Od ogniskowej obiektywu zależy kąt zbierania światła przez obiektyw (rysunek 4.10), jak również głębia ostrości, która nie jest zależna liniowo (rysunek 4.11).



Rysunek 4.10. Zależność kąta obrazowania od ogniskowej obiektywu [148]

W pewnym przybliżeniu relacje pomiędzy ogniskową obiektywu a kątem widzenia można opisać wzorem:

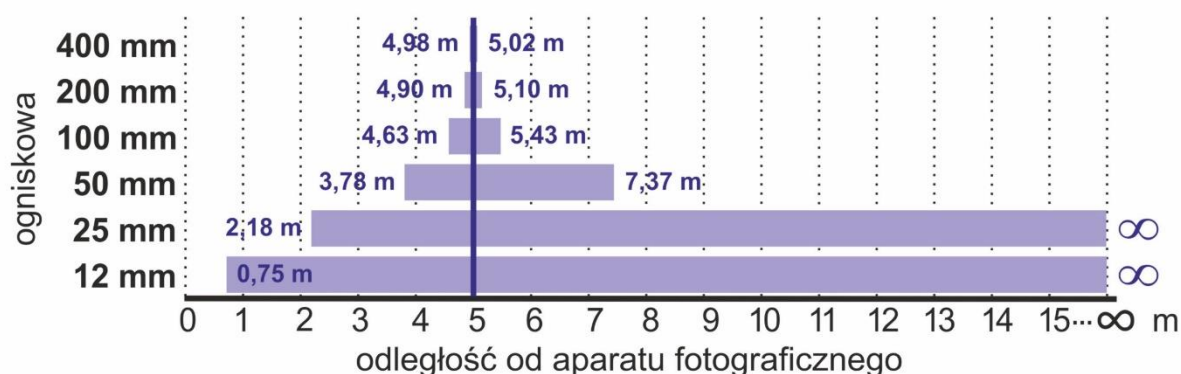
$$\alpha = 2 \arctg \frac{B}{2C} \quad (4.8)$$

gdzie:

α – kąt widzenia obiektywu wyrażony w radianach;

B – przekątna matrycy aparatu;

C – ogniskowa obiektywu.



Rysunek 4.11. Zależność głębokości ostrości obiektywu od jego ogniskowej [151]

Należy tutaj zauważyć, że na kąt pracy zespołu obiektyw–kamera wpływ ma nie tylko ogniskowa obiektywu, ale również rozmiar samej matrycy kamery [148]. Jako punkt odniesienia przy opisywaniu parametrów obiektywów przyjmuje się matrycę o rozmiarze pełno-klatkowym ($36 \times 24\text{mm}$).

Ogólną zasadą jest, że im dłuższa ogniskowa obiektywu, tym mniejszy kąt pracy (mniejszy obszar fotografowania) oraz mniejsza głębokość ostrości (bardziej rozmyte tło). Podstawowy podział dzieli obiektywy na stałogniskowe i zmiennoogniskowe. W systemach PIV stosuje się prawie wyłącznie obiektywy stałogniskowe, z uwagi na lepsze parametry otrzymywanych obrazów. Ze względu na kąt pracy obiektywu są one dzielone następująco:

- „rybie oko” (ang. *fish eye*). Obiektywy, których kąt obrazowania jest równy lub większy niż 180° , w praktyce są to obiektywy z ogniskową zazwyczaj poniżej 16mm . Ze względu na wysoką dystorsję beczkową (omówioną w dalszej części tego rozdziału) – bezużyteczne w pomiarach PIV.
- Obiektywy szerokokątne (ang. *wide angle*, *ultra-wide angle*). Obiektywy z zakresu od „rybiego oka” do 35mm i z kątem pracy powyżej 60° . Są to nieraz obiektywy z korekcją obrazu, jednakże wciąż rzadko spotykane przy pracy z systemami PIV, ze względu na szybko powiększający się obszar fotografowania przy wciąż niewielkiej odległości od obiektywu, a co za tym idzie – występujące ryzyko zakłócania badanego przepływu.
- Obiektywy standardowe (ang. *standard*), o zakresie ogniskowej $50 - 70\text{mm}$. Ze względu na parametry pracy takie jak kąt patrzenia, zakres ostrzenia oraz koszt zakupu jest to podstawowy obiektyw występujący w każdym systemie PIV. Pozwala na pomiar typowych zakresów obszarów z bezpiecznego dystansu, patrząc pod kątem

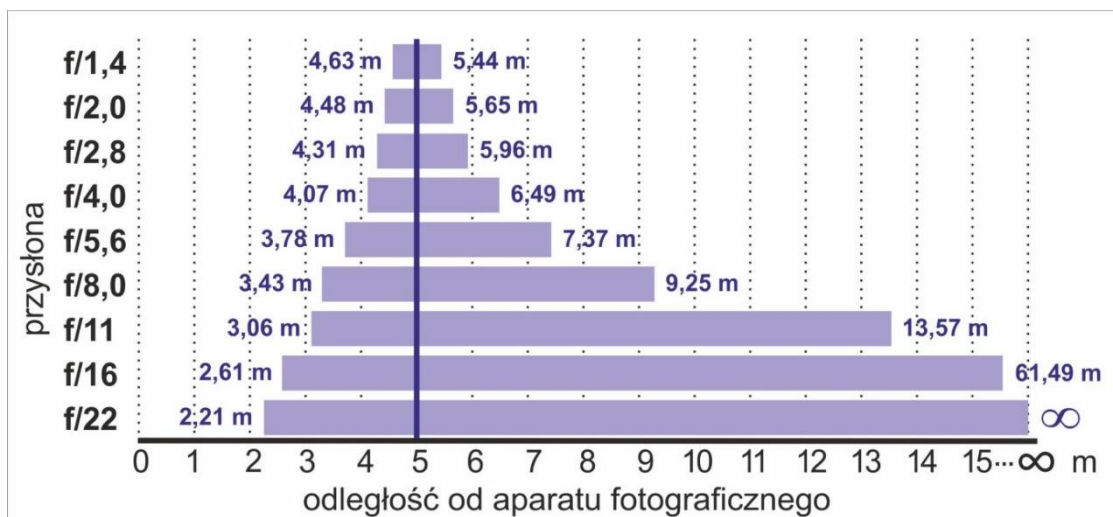
potencjalnego zaburzenia strumienia badanego płynu, ale również z zachowaniem dystansów pozwalających na pomiary w zamkniętych pomieszczeniach laboratoriów. Obiektywy te są również konstrukcyjnie bardzo jasne, czyli efektywnie przenoszą światło zebrane na matrycy kamery.

- Teleobiektywy (ang. *telephoto*). Ostatnia grupa obiektywów, których ogniskowa zaczyna się już od 85mm , o kącie zbierania światła poniżej 30° . Są zdecydowanie rzadziej stosowane, ale w niektórych przypadkach konieczne. Najczęściej spotykane w aplikacjach tuneli aerodynamicznych, gdzie dystans roboczy dla obiektywu jest rzędu kilku metrów, natomiast obszar obrazowania wciąż powinien zostać w zakresie nie większym niż około $50 \times 50\text{cm}$. W przypadku obiektywów długoogniskowych może dość do wystąpienia dystorsji poduszkowej.

Przy okazji omawiania kwestii ogniskowej obiektywu warto wspomnieć o specjalnej grupie obiektywów – makroobiektywach. Makro w obiektywach znacznie zmienia jego parametry pracy, poprzez dodanie optyki powiększającej. Dzięki takiemu zabiegowi istnieje możliwość fotografowania niedużych obiektów z uzyskaniem odwzorowania 1:1 lub nieznacznego powiększenia. Zaletą takiego zabiegu jest zwiększenie dokładności obrazów poprzez lepsze wykorzystanie rozdzielczości kamery przy małych obszarach badanych. Kolejna zaleta to mniejsza głębia ostrości, która jest pożądana w systemach 2D2C i 2D3C PIV, natomiast jest eliminująca dla systemów typu 3D3C PIV.

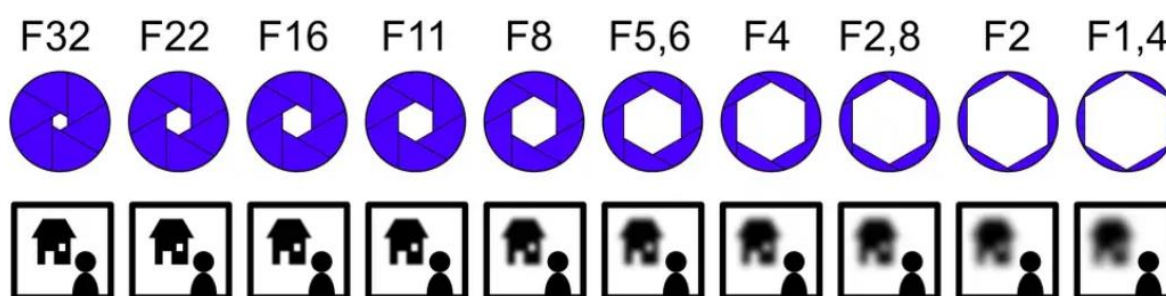
Apertura (ang. *aperture*). Drugi parametr definiujący obiektyw, w przypadku pomiarów PIV tak samo ważny jak ogniskowa. Apertura to otwór o regulowanej wielkości ograniczający dopływ światła do matrycy kamery. Ma budowę bezstopniowej przesłony irysowej, a jej wartość nastawy ma wpływ na głębię ostrości (w dużo większym stopniu niż ogniskowa obiektywu) oraz na jasność otrzymywanego obrazu. Rysunek 4.12 przedstawia zależność zakresu dystansu ostrego obrazu od wartości przesłony.

Wartości przesłony odnoszą się do parametrów obiektywu i mają zapis f/x , np. $f/2.0$, co oznacza stosunek długości ogniskowej obiektywu do aktualnej średnicy otwarcia przesłony. Im zatem mniejsza wartość po ukośniku, tym bardziej otwarta może być przesłona, więcej światła dociera do sensora kamery i mniejsza jest głębia ostrości. Dla 2D2C PIV im wartość apertury jest bliższa $f/1$, tym lepiej.



Rysunek 4.12. Zależność głębi ostrości obiektywu od wielkości przesłony [151]

Rysunek 4.13 przedstawia graficznie wygląd apertury dla różnych wartości f/x oraz zmianę głębi ostrości i jasności przy danych ustawieniach. Innymi oznaczeniami apertury, mającymi ten sam sens fizyczny, na jakie można się natknąć w literaturze, są: Fx , F/x czy też $f:x$ lub $F:x$. Dla najpopularniejszego obiektywu o ogniskowej $50mm$ i maksymalnej wartości apertury $f/1.4$ otrzymujemy otwarcie przesłony o średnicy około $36mm$, natomiast przysłaniając aperturę o jeden krok, do $f/2.0$, ograniczamy przesłonę już do $25mm$. Jedną z największych zbudowanych apertur miała wartość $f/0.7$ (NASA Carl Zeiss Planar $50mm$ $f/0.7$), natomiast ze względu na małą praktyczność takiego układu, jako że soczewki obiektywu muszą mieć znaczną średnicę, rzadko spotykane są obiektywy o aperturze większej niż $f/1.2$.

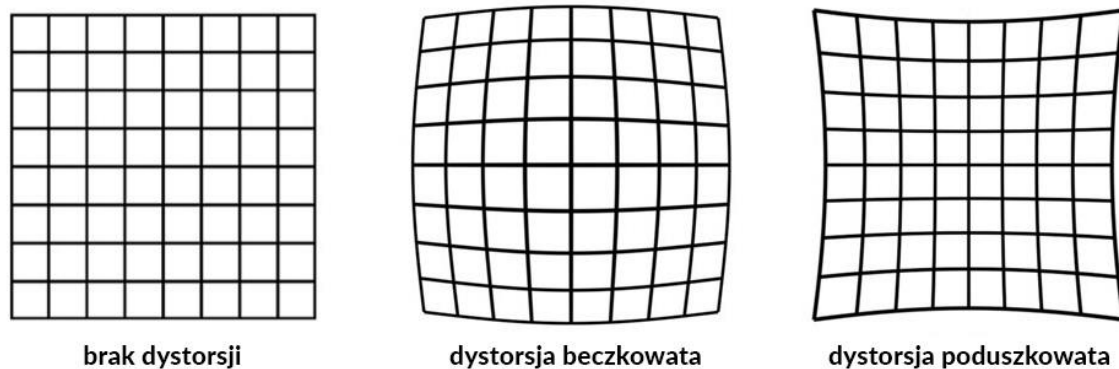


Rysunek 4.13. Wpływ otwarcia przesłony na parametry obrazu rejestrowanego przez matrycę kamery.

Po wyjaśnieniu podstawowych parametrów obiektywów należy wspomnieć o zniekształceniach i wadach optycznych, istotnych w ocenie otrzymywanych obrazów i ich użyteczności:

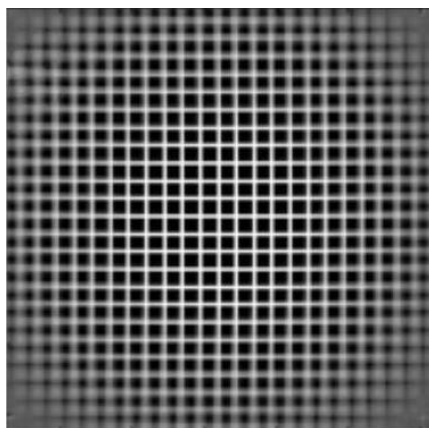
1. Dystorsja – aberracja optyczna niechromatyczna polegająca na zniekształceniu obrazu poprzez różne jego powiększenie w zależności od dystansu od osi optycznej obiektywu. Ze względu na kształt zniekształcenia można wyróżnić dystorsję beczkową oraz dystorsję

poduszkowatą (rysunek 4.14). Oba te zjawiska są możliwe do korekcji zarówno optycznej – poprzez zastosowanie soczewek korekcyjnych, jak też cyfrowej – znając parametry dystorsji danego obiektywu można nałożyć poprawkę na zarejestrowany obraz w odpowiednim programie.



Rysunek 4.14. Wizualizacja najpowszechniejszego zniekształcenia obrazu występującego w fotografii: dystorsja beczkowata i dystorsja poduszkowata.

2. Winietowanie – wada obrazu polegająca na niedoświetlaniu brzegów kadru, najczęściej mająca kształt okręgu. Może być wywołana niedoskonałością optyki, zakłóceniami na brzegach toru optycznego lub też źle dobranym obiektywem. Winietowanie może również występować przy w pełni otwartych aperturach i drobne zmniejszenie przesłony może wyeliminować ten efekt. Obecność tego zjawiska w pomiarach PIV nie musi oznaczać utraty informacji z obszarów dotkniętych winietowaniem, dopóki jest to kwestia przyciemnienia obrazu, ale z zachowaniem nawet słabszego sygnału pochodzącego od posiewu.
3. Aberracja sferyczna – wada polegająca na różnych długościach ogniskowania promieni świetlnych w zależności od dystansu od osi optycznej obiektywu. Skutkiem tego rodzaju aberracji jest spadek ostrości obrazu w całym polu widzenia. Korekcja tego zjawiska polega na prawidłowym dobraniu zbieżnych i rozbieżnych soczewek w obiektywie, aby zminimalizować zmiany w kącie załamania promieni świetlnych zależne od miejsca ich przechodzenia przez soczewkę. Wada ta dotyczy głównie obiektywów mikroskopowych.
4. Krzywizna pola – wada polegająca na zakrzywieniu obrazów oglądanych, czyli płaski obraz rejestrowany przez soczewkę jest ogniskowany na wypukłej płaszczyźnie obrazowej zamiast na płaskiej matrycy kamery. Również tę wadę można skompensować odpowiednimi zespołami soczewek wklęsło-wypukłych. Ponownie wada ta głównie występuje w obiektywach mikroskopowych, a jej przykład pokazano na rysunku 4.15.



Rysunek 4.15. Wizualizacja wady optycznej optyki mikroskopu – krzywizna pola [139]

5. Astygmatyzm – wada często kojarzona z ludzkim wzrokiem. Występuje, kiedy promienie padające z dwóch prostopadłych płaszczyzn są ogniskowane w różnych miejscach. Może to powodować nieostry i zniekształcony obraz, a jego wystąpienie oznacza wadę fabryczną lub nieprawidłowe ustawienie soczewek, co w efekcie daje brak symetrii obrotowej.
6. Koma – wada optyczna polegająca na tym, że wiązka promieni wychodząca z punktu położonego poza osią optyczną tworzy za soczewkami plamkę w kształcie przecinka (stąd nazwa koma, czyli przecinek (z ang. *comma*). Również ta wada dotyczy obiektywów mikroskopowych.
7. Aberracja chromatyczna – wada wynikająca z natury światła, czyli różnego kąta załamania światła w zależności od długości fali, co przekłada się na różne odległości ogniskowania. Ponieważ w PIV korzysta się ze światła monochromatycznego, to zniekształcenie nie występuje.

4.3.2.3. Posiew

Optyczne techniki pomiarowe, takie jak PIV, nie są technikami bezpośrednimi i do pomiarów przepływu płynów wymagają, aby płyn ten zawierał rozproszone cząstki znacznikowe – posiew (ang. *particle* – *cząstki*). Dobór cząstek do eksperymentu jest kolejnym istotnym krokiem, który ma zasadniczy wpływ na jakość otrzymywanych wyników. Optymalna cząstka posiewu cechuje się:

- wiernym odwzorowaniem ruchu płynu, w którym jest zawieszona;
- minimalnym czasem reakcji na nagłe zmiany ruchu, takie jak omijanie przeszkody, przyspieszenie, występowanie wirów itp.;
- brakiem wpływu zawieszonych cząstek na ruch badanego płynu;

- rozmiarem odpowiednim do obszaru/objętości badanej;
- dobrymi właściwościami rozpraszania fotonów światła laserowego;
- odpowiednio długim czasem istnienia (w przypadku np. pęcherzyków czy sfer);
- neutralnością środowiskową.

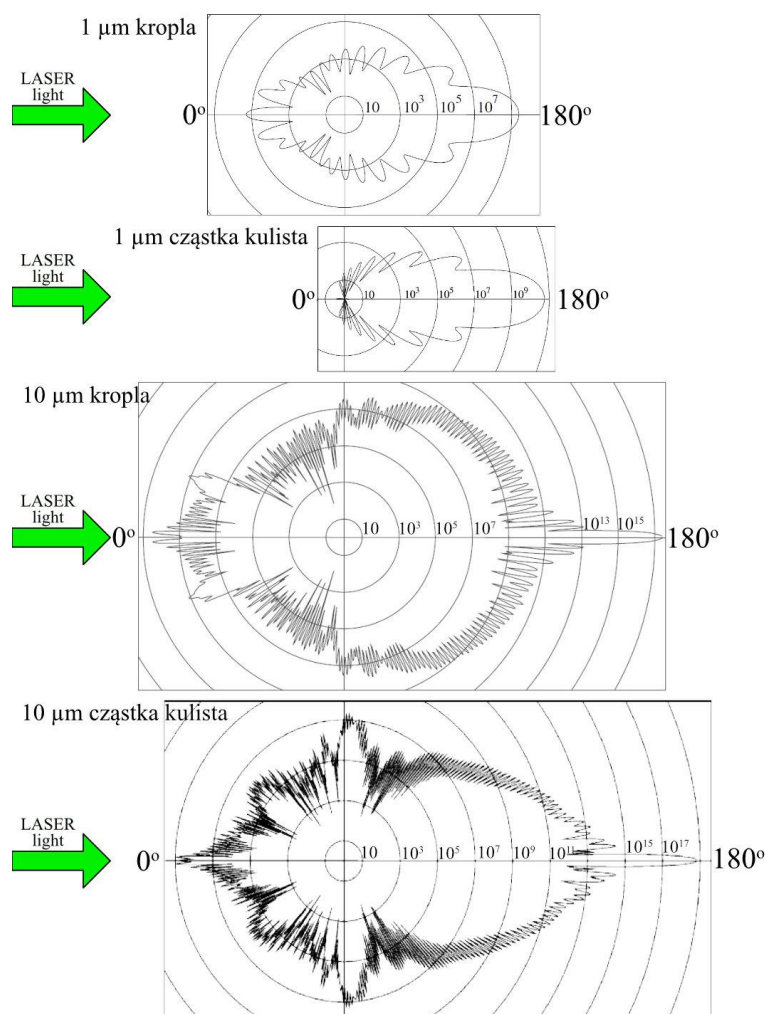
Przed przystąpieniem do doboru odpowiednich znaczników należy zrozumieć zjawisko, jakim posługuje się technika PIV, czyli rozproszenie światła.

Rozproszenie światła jest zjawiskiem fizycznym oddziaływania światła z materią, w wyniku którego następuje zmiana kierunku rozchodzenia się światła. Anemometria obrazowa (PIV) wykorzystuje to zjawisko do rejestrowania położenia cząstek w przestrzeni poprzez rejestrację światła rozproszonego. Aby PIV było możliwe, do matrycy kamery musi dotrzeć określona minimalna liczba fotonów. Ich liczba zależy od:

- wielkości cząstki rozpraszającej;
- energii źródła światła, a bezpośrednio od gęstości energii wykorzystywanej do oświetlenia określonego obszaru;
- zakłóceń, którymi może być nie w pełni przejrzyste środowisko pracy, ścianki oddzielające obszar badany od aparatury pomiarowej czy też inne zawieszone cząstki posiewu, nieoświetlane bezpośrednio przez źródło światła, a na które pada światło rozproszone cząstek bezpośrednio oświetlanych;
- jakości optyki zastosowanej do pracy z kamerą.

W przypadku rozpraszania światła przez bardzo małe cząstki wpływ mają takie parametry jak: stosunek współczynnika załamania światła cząstek do współczynnika załamania światła otaczającego je środowiska, wielkość cząstek, ich kształt czy też kąt obserwacji. Rysunek 4.16 przedstawia zależność intensywności światła rozproszonego przez cząstkę od kąta obserwacji, materiału i rozmiaru cząstki [84]. Zależności te zostały zaprezentowane z zachowaniem skali sygnału, dzięki czemu łatwiej jest zauważyć, ilokrotnie silniejszy jest sygnał przy wzroście wielkości cząstki tego samego materiału. Duża zmienność występuje też w odniesieniu do kąta obserwacji. Co prawda w przypadku 2D2C PIV kąt obserwacji jest stały i wynosi 90° , ale przy 2D3C PIV czy 3D3C używane są dwie do czterech kamer ustawionych do siebie pod kątem, stąd możliwe jest obserwowanie różnej intensywności sygnału na każdej kamerze. Obecnie do zwiększenia mierzonych objętości w 3D3C PIV wykorzystuje się bańki mydlane wypełnione helem. Ich typowy rozmiar to $500\ \mu\text{m}$ i szacuje się, że sygnał otrzymywany jest około 10 000 razy silniejszy niż sygnał cząstek $1\ \mu\text{m}$ [26]. W szczególnych

przypadkach badane płyny zawierają cząstki, np. zawiesiny, pęcherzyki, zanieczyszczenia, które przy odpowiednich parametrach mogą posłużyć jako cząstki znacznikowe.

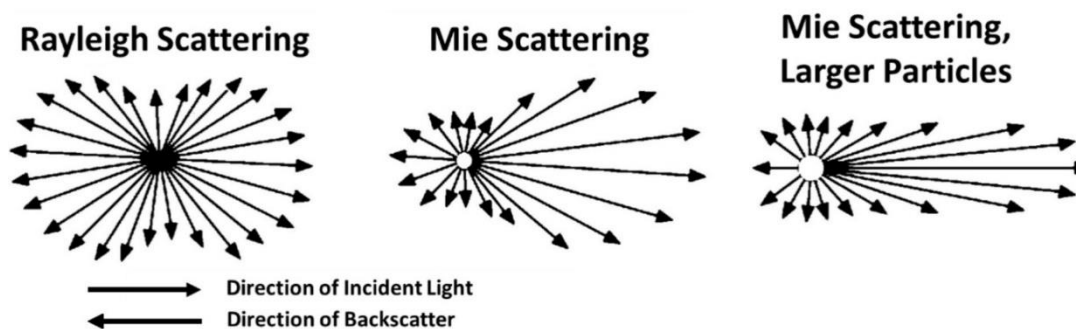


Rysunek 4.16. Rozkład rozproszenia światła laserowego przez cząstki ciekłe i ciała stałego dla różnych rozmiarów: od góry kropla $1\mu m$, cząstka kulista $1\mu m$, kropla $10\mu m$, cząstka kulista $10\mu m$ [84]

Prawa opisujące rozproszenie światła zależne są od rozmiaru cząstek i długości fali rozpraszanej:

- dla $d_{cząstki} \ll \lambda_{lasera}$ występuje rozpraszanie Rayleigha, charakteryzujące się silnym odbiciem wstecznym;
- dla $d_{cząstki} \cong \lambda_{lasera}$ występuje rozproszenie Mie, którego przykłady są przedstawione na rysunku 4.17;
- dla $d_{cząstki} \gg \lambda_{lasera}$ występuje rozproszenie geometryczne, najsilniejsze ale spotykane dopiero przy sferach baniek helowych.

Rysunek 4.17 prezentuje różnice kierunku rozpraszania światła w zależności od rozmiaru cząstek i towarzyszące temu efekty [138].



Rysunek 4.17. Rozpraszanie Mie dla $d_{cz\acute{a}stki} \cong \lambda_{lasera}$ i większych oraz rozproszenie Rayleigha dla cz\acute{a}stek mniejszych [138]

W praktyce PIV najcz\acute{e}ściej spotykanym zjawiskiem jest rozproszenie Mie. Tabela 4.1 zawiera list\acute{e} najpopularniejszych cz\acute{a}stek znacznikowych wykorzystywanych w pomiarach PIV z podziałem na \acute{s}rodowisko pracy.

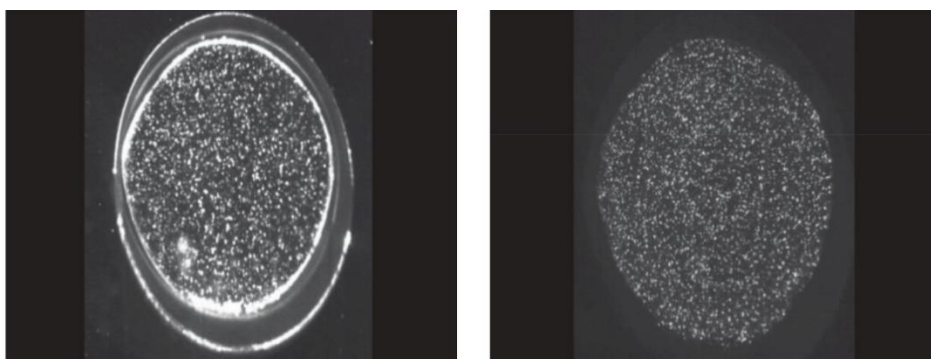
Tabela 4.1. Zestawienie najpopularniejszych cz\acute{a}stek znacznikowych wykorzystywanych w pomiarach technik\acute{a} PIV

Material	\acute{S}rednica cz\acute{a}stki [μm]	\acute{S}rodowisko pracy	G\acute{e}stość [g/cm^3]	Komentarz
aerosil	<0,1	gaz	~0,20	lekki proszek o ogromnej powierzchni
tlenek tytanu TiO_2	0,1–10	gaz i ciecz	4,23	cz\acute{e}sto wykorzystywany do pomiarów w \acute{s}rodowiskach o wysokiej temperaturze
tlenek aluminium Al_2O_3	0,2–10	gaz i ciecz	3,99	cz\acute{e}sto wykorzystywany do pomiarów w \acute{s}rodowiskach o wysokiej temperaturze
dym	0,2–0,3	gaz		rzadko u\acute{z}ywany ze wzgl\acute{e}du na zbyt mały rozmiar do wi\acute{e}kszości aplikacji PIV
szklane sfery (HGS)	0,2–20	ciecz	1,10	niebezpieczne w razie przypadkowej inhalacji
posrebrzane szklane sfery (S-HGS)	0,5–100	ciecz	1,40	cz\acute{a}stki o najwy\acute{z}szym wsp\acute{o}łczynniku rozpraszania \acute{s}wiatła w danym zakresie wielkości

polistyren fluorescent (PS-FR)	0,5–100	ciecz	1,05	cząstki fluorescencyjne o absorpcji światła 530nm i emisji 607nm
di-ethyl-hexyl-sebacate (DEHS)	0,5–5	gaz	0,91	najpopularniejszy rodzaj posiewu wykorzystywanego w aplikacjach gazowych, w szczególności tuneli aerodynamicznych
poliamid (PSP)	1–100	ciecz	1,02–1,15	najpopularniejsze cząstki do badań w środowisku cieczy
szkło akrylowe z pokryciem RhB (FPP)	1–100	ciecz	1,02–1,15	cząstki fluorescencyjne o absorpcji światła 535nm i emisji 575nm
mikrosfery ekspandowane	6–40	gaz i ciecz	0,01–0,03	cząstki o najlepszym stosunku ceny do wydajności
mikrosfery nieekspandowane	15–120	gaz i ciecz	0,02–0,07	szeroki zakres rozmiarów
bańki mydlane wypełnione helem (HFSB)	100-3000	gaz	<1	cząstki umożliwiające pomiar największych obszarów i objętości, mają najkrótszy czas żywotności
naturalnie występujące cząstki w danym medium	0,1>	gaz i ciecz		kropelki, pęcherzyki, zawiesina, zanieczyszczenia

Szczególnym przypadkiem posiewu są cząstki fluorescencyjne. Są one istotne w pomiarach μPIV . Zasada działania cząstek fluorescencyjnych jest dość podobna do działania techniki LIF (omówiona w rozdziale 5). W tym wypadku cząstki posiewu stałego są pokrywane substancją fluorescencyjną. W trakcie pomiaru warstwa fluorescencyjna nie rozprasza światła jak typowa cząstka posiewu, a absorbuje światło wzbudzające i emituje światło zgodnie z zasadą przesunięcia Stokesa. Dzięki takiemu zabiegowi światło emitowane przez posiew ma inną długość fali niż światło lasera. Pozwala to na użycie filtra pasmowo-przepustowego lub górno-przepustowego, który będzie odcinać światło laserowe i przepuszczać do matrycy kamery światło posiewu. Jest to w wielu przypadkach warunek konieczny przeprowadzenia pomiarów, jeśli w obszarze pomiarowym występują inne obiekty silnie odbijające światło (np.

ścianki kanału). Rysunek 4.18 przedstawia obrazy zarejestrowane przez kamerę z użyciem cząstek zwykłych i fluorescencyjnych oświetlonych laserowo. Kolejną własność fluorescencyjnych cząstek posiewu polega na tym, że światło emitowane jest wielokrotnie słabsze niż światło rozpraszane. Należy to rozważyć pod kątem przewidywanych komponentów oraz dostępnego źródła światła. W momencie prognozowania ilości rejestrowanego światła należy wziąć pod uwagę również fakt, że światło emitowane przez fluorescencyjną cząstkę posiewu o średnicy d_x jest rejestrowane przez mniejszą liczbę pikseli na kamerze niż światło rozproszone przez cząstkę o takiej samej średnicy.

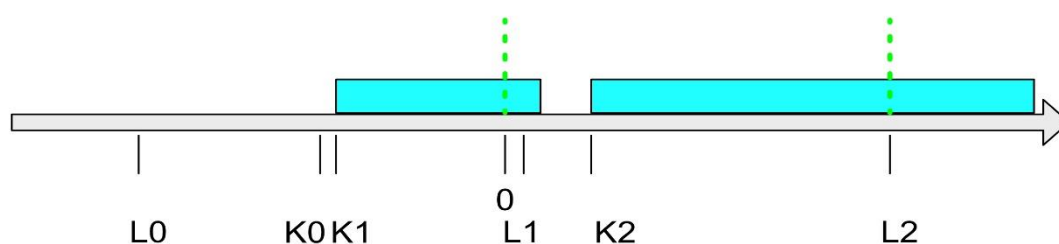


Rysunek 4.18. Obraz PIV wykorzystujący rozproszenie światła laserowego od cząstek posiewu (po lewej) oraz obraz PIV z cząstkami fluorescencyjnymi (po prawej)

4.3.2.4. Układ akwizycji i synchronizacji

Jak każdy zespół do odpowiedniej pracy potrzebuje managera, tak i złożony system PIV wymaga jednostki zarządzającej pracą poszczególnych komponentów. Do zarządzania parametrami i wyboru trybu pracy służy program pomiarowy PIV, z którego korzysta użytkownik systemu. Natomiast narzędziem wykonawczym w tym układzie jest tzw. synchronizator. Jest to programowalny generator impulsów o wysokiej precyzji czasowej. Jak już wcześniej wspomniano, działanie PIV polega na wykonaniu sekwencji zdjęć oraz ich odpowiednim doświetleniu błyskiem laserowym. Urządzenia takie jak laser, kamery, wzmacniacz obrazu i inne poboczne komponenty są wyzwalane do pracy przez sygnały napięciowe generowane przez synchronizator. Standardem są urządzenia o rozdzielczości czasowej $\leq 10ns$, to znaczy że 2 sygnały wygenerowane przez to urządzenie mogą mieć różnicę czasową ustawioną z krokiem nie większym niż $10ns$. Innym, ważniejszym parametrem dla PIV jest jitter synchronizatora, czyli dokładność pozycjonowania poszczególnych impulsów. Tutaj najlepsze urządzenia cechuje niepewność rzędu $\leq 0,1ns$. Ta

wartość jest jednym ze składników niepewności pomiarowej systemów PIV, szerzej omówionych w rozdziale 4.3.5. Do odpowiedniej pracy należy znać charakterystykę pracy wyzwalanych urządzeń, wartość opóźnienia pomiędzy wysłaniem sygnału a rzeczywistym rozpoczęciem akwizycji przez kamerę czy wygenerowaniem impulsu laserowego. Aktualnie informacje te są zaszyte w programach pomiarowych i jak użytkownik wprowadzi potrzebny czas między impulsami, program dobierze odpowiednie czasy wysyłania sygnałów wyzwalających. Przykładowy rozkład w czasie pracy systemu PIV dla uzyskania pojedynczej mapy wektorowej przedstawiono na rysunku 4.19. Pierwszym sygnałem, L0, jest sygnał wyzwalający źródło pompujące ośrodek laserowy pierwszy. Później następuje sygnał wyzwalający pracę kamery K0 oraz początek ekspozycji zdjęcia pierwszego w momencie K1. Jako początek osi czasowej ustawiany jest moment wyzwalania pierwszej wiązki laserowej. Następnie w zależności od czasu pomiędzy impulsami może wystąpić sygnał wyzwalający drugą wiązkę laserową L1, która zaświeci w momencie L2 w trakcie trwania ekspozycji drugiego zdjęcia w parze, rozpoczynającego się w K2.



Rysunek 4.19. Przebiegi czasowe poszczególnych komponentów systemu PIV w trybie pomiarowym *double-frame*

Elementem dodatkowym, jaki można spotkać przy systemach PIV, jest fotodioda, której zadaniem jest pomiar rzeczywistego odstępu czasowego pomiędzy impulsami laserowymi. Jest to sposób na redukcję niepewności pomiarowej wynikającej z niedoskonałości elektroniki i opóźnień pracy poszczególnych wnęk lasera. Natomiast zastosowanie takie ma uzasadnienie w dwóch przypadkach, które mają wspólną cechę – krótki czas pomiędzy impulsami w parze *double-pulse*, ze względu na dużą prędkość względną cząstek na obszarze pomiarowym. Pierwszy przypadek to pomiary czasowo-rozdzielcze w gazach przy prędkościach nieraz przekraczających 50m/s. Drugi przypadek to pomiary μPIV , gdzie ze względu na małe obszary obrazowania odstęp czasowy pomiędzy impulsami lasera schodzi poniżej 10 μ s.

4.3.3. Konfiguracja systemu PIV

Mając dobrane komponenty systemu PIV, można rozpocząć procedurę budowania układu badawczego. Rysunek 4.3 z rozdziału 4.3.1 przedstawia schemat blokowy procesu pomiarowego PIV. Fizyczne zestawienie układu rozpoczyna się od określenia położenia badanej płaszczyzny lub objętości pomiarowej. Można to uznać za punkt bazowy. Następnie należy odpowiednio poprowadzić wiązkę laserową, tak aby w miejscu pomiarowym miała optymalne parametry. Ponieważ głowica laserowa może mieć rozmiar dochodzący do 1m długości i kilkudziesięciu kilogramów wagi, manipulowanie samą bryłą może być kłopotliwe lub nawet niemożliwe do odpowiedniego ustawienia względem punktu bazowego. Do prowadzenia wiązki laserowej można zastosować specjalne zwierciadła, odporne na działanie promieni laserowych oraz z maksymalnym współczynnikiem odbicia. Zwierciadła takie mogą być mocowane na stałe w danym położeniu lub też mogą być zabudowane w uchwycie przegubowym, tzw. ramieniu optycznym. Rysunek 4.20 przedstawia przykład zastosowania ramienia optycznego. Jest to najefektywniejsze rozwiązanie pozwalające na dowolne ustawienie promienia laserowego w odległości nawet kilku metrów od głowicy laserowej, oraz działające z każdym typem lasera do PIV.



Rysunek 4.20. Ramię optyczne do prowadzenia wiązki laserowej.

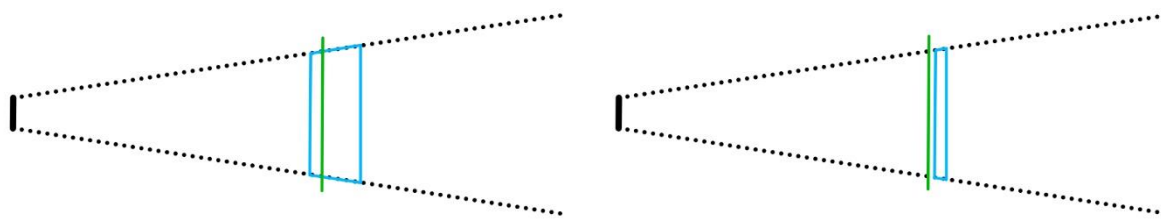
Innym rozwiązaniem może być zastosowanie światłowodu. Jest to jeszcze bardziej elastyczne narzędzie w porównaniu z ramieniem optycznym, jednakże ma istotne ograniczenia. Pierwsze z nich to zakres energii i mocy, jakie może taki światłowód przekazać. Innym ograniczeniem są właściwości wiązki świetlnej wychodzącej ze światłowodu, czyli rozbieżność wynikająca z apertury numerycznej światłowodu. W związku z powyższym światłowód ma zastosowanie w przypadku pomiarów czasowo-rozdzielczych 2D3C lub 3D3C PIV

(powierzchniowa gęstość mocy i energii w impulsie), gdzie ogniskowalność wiązki laserowej nie ma znaczenia ze względu na konieczność stosowania noża świetlnego o grubości $\gg$ niż grubość w pomiarach 2D2C PIV. Innym przykładem zastosowania światłowodu są pomiary μPIV , gdzie energia w impulsie $< 30mJ$ jest wystarczająca do pomiarów i bezpieczna dla światłowodu. Warunkiem tutaj jest jednak praca w układzie mikroskopu konfokalnego, gdzie ogniskowalność wiązki laserowej również nie ma zasadniczo znaczenia.

Mając doprowadzoną wiązkę laserową do miejsca pomiarowego pod odpowiednim kątem, należy jeszcze zadbać o właściwą orientację płaszczyzny świetlnej, jak też o pozostałe parametry, takie jak grubość i szerokość noża świetlnego, gęstość energii i bezpieczeństwo.

W kolejnym kroku ustawiona zostaje kamera lub kamery, w zależności od rodzaju pomiaru. Zakładając, że odpowiednia optyka kamery jest już dobrana, kamerę wstępnie należy ustawić pod kątem 90° do płaszczyzny noża świetlnego (dla 2D2C PIV), tak aby była ona równoległa do sensora kamery. Docelowe ustawienie kamery jest już wykonywane na podglądzie obrazów rejestrowanych z wykorzystaniem oświetlenia laserowego i płynu z posiewem. Jest to najodpowiedniejszy sposób dokładnego zestawienia systemu PIV.

Po zestawieniu lasera i kamery należy przeprowadzić procedurę kalibracji. Bez względu na rodzaj wzorca kalibrującego należy płaszczyznę noża świetlnego zestawić z płaszczyzną kalibrującą i za pomocą obrazów z kamery zweryfikować dokładność tego położenia. W zdecydowanej większości przypadków głębia ostrości kamery będzie znacznie większa niż grubość noża świetlnego, jednakże ustawienie ostrości i przesłony obiektywu powinno być zawsze wykonywane na obrazie rozproszonego światła laserowego od posiewu. Również zmiana apertury kamery może spowodować, że wyostrzony obraz nie będzie obejmować płaszczyzny noża świetlnego, jeśli ten wcześniej nie znajdował się w środku głębi ostrości. Zasada ta została obrazowo przedstawiona na rysunku 4.21. Sensor kamery wraz z obiektywem (linia ciągła czarna) ma kąt obrazowania reprezentowany przez linie przerywane. Głębia ostrości w jednym przypadku jest szeroka, zaznaczona niebieskimi liniami. Ostrość w obu przypadkach jest ustawiona na ten sam dystans. W pierwszym przypadku miejsce pomiarowe reprezentowane przez zieloną linię nie znajduje się w centrum głębi ostrości, ale mieści się w jego zakresie. W drugim przypadku, przy zredukowaniu głębi ostrości płaszczyzna pomiarowa nie jest już zawarta w zakresie wyostrzonego obrazu.



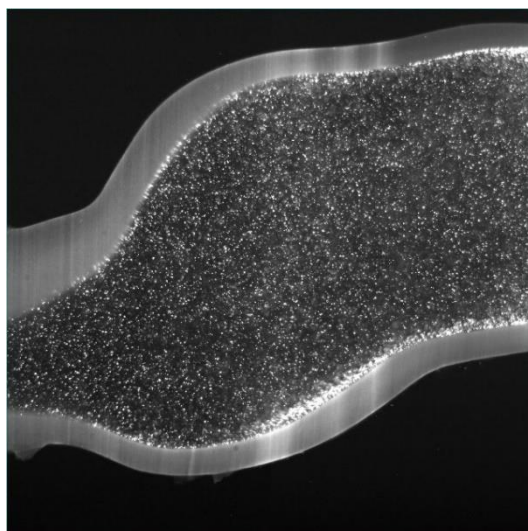
Rysunek 4.21. Wizualizacja wpływu apertury numerycznej (przesłony obiektywu) na ostrość obrazu. Po lewej obraz z dużą głębią ostrości (niebieska obwódka), w której mieści się płaszczyzna lasera (zielona linia), po prawej ten sam układ z płytką głębią ostrości nie zawierającą płaszczyzny laserowej.

Układ μPIV z wykorzystaniem noża świetlnego i obiektywu typu makro i pierścieniami dystansowymi jest jednym z trudniejszych do ustawienia. Bardzo płytka głębia ostrości, minimalny zakres ostrzenia oraz trudny do policzenia dystans roboczy utrudniają odpowiednie przewidzenie miejsca zamocowania kamery, dlatego w takim wypadku niezbędne jest jej zamocowanie na precyzyjnym stoliku ze śrubą mikrometryczną.

Po wykonaniu kalibracji nie można zmieniać ustawienia optyki lasera, optyki kamery ani badanego obiektu. Kolejnym krokiem jest już przeprowadzenie pomiarów w zakładanych parametrach, zapisanie zdjęć pomiarowych i wykonanie analizy obrazów.

4.3.4. Zaawansowana analiza obrazów i map wektorowych

W pięciostopniowym procesie pomiarowym PIV (rysunek 4.3, rozdział 4.3.1) analiza danych jest procesem najbardziej czasochłonnym. W wielu przypadkach może zająć więcej czasu niż suma pozostałych etapów. Niemniej to właśnie na etapie analizy najłatwiej popełnić trudno zauważalny błąd. Etap ten polega na pracy z programem, którego mnogość opcji analizy i korekcji obrazu może spowodować wygenerowanie błędnych rezultatów pomimo prawidłowo przeprowadzonego pomiaru. Błędy najczęściej mogą dotyczyć jedynie części obszaru mierzonego, jednak zwykle newralgicznego, co tylko utrudni ich wykrycie i weryfikację. W dalszych podrozdziałach przedstawiono główne zasady analizy obrazów na drodze do uzyskania docelowej mapy wektorowej. Posłużono się przykładowym obrazem przedstawionym na rysunku 4.22 oraz wynikami kolejnych kroków analizy.



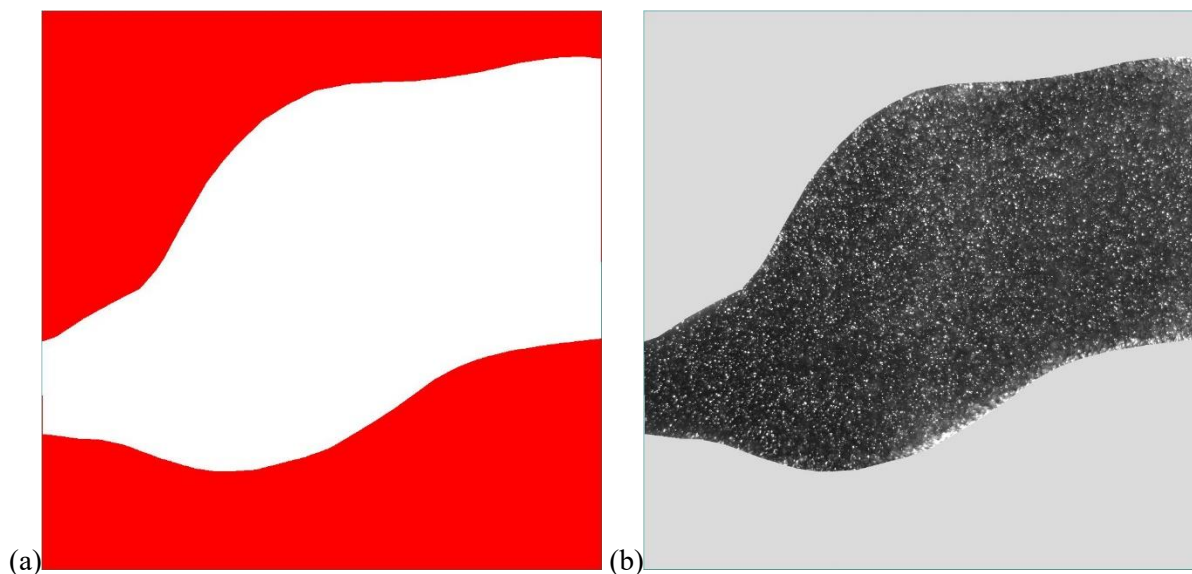
Rysunek 4.22. Zdjęcie z kamery do analizy PIV

4.3.4.1. Maskowanie obrazów pomiarowych

Pierwszym krokiem jest maskowanie obszarów wyjętych z analizy. Mogą to być:

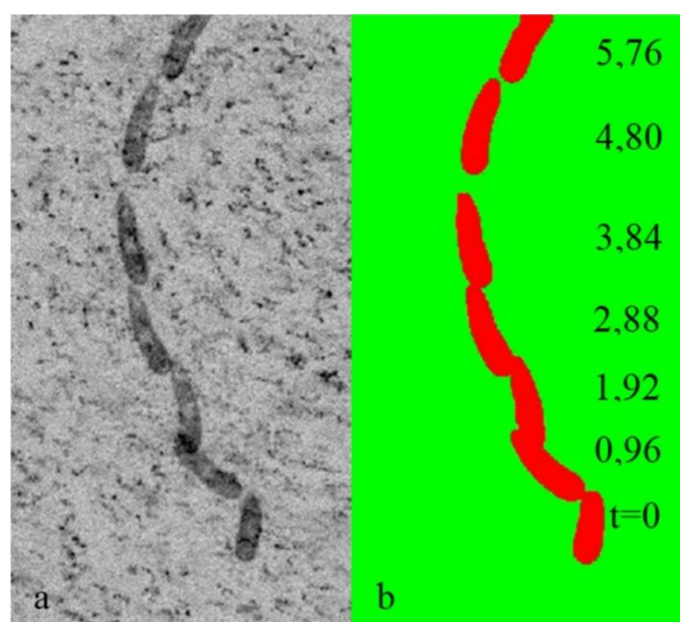
- ścianki kanału, w którym prowadzony jest pomiar;
- dowolny kształt obiektu, którego opływ jest badany;
- ruch obiektu, którego oddziaływanie na otoczenie jest mierzone.

W pierwszych dwóch przypadkach obszar wyjęty z analizy jest statyczny i pozostaje w tym samym położeniu na każdym zdjęciu pomiarowym. Jednak w przypadku obiektu poruszającego się, istnieje konieczność zastosowania maski dynamicznej, która będzie reprezentować położenie maskowanego obiektu na każdym zdjęciu niezależnie. Na rysunku 4.23 przedstawiono kształt maski odpowiadającej rysunkowi 4.22 oraz wynik maskowania tego obszaru. Maska statyczna może być narysowana ręcznie przez użytkownika lub też wygenerowana automatycznie przez program. Warunkiem możliwości zastosowania automatycznej maski jest odpowiedni kontrast pomiędzy elementem maskowanym a płynem. Na rysunku 4.24 przedstawiono przykładowe zastosowanie maski dynamicznej, pokazujące jak użyteczne może to być narzędzie. W przypadku każdego zdjęcia użyta była oddzielna automatycznie wygenerowana maska.



Rysunek 4.23. Kształt maski statycznej oraz obraz zdjęcia po zastosowaniu maskowania

Oczywiście nie w każdym przypadku pomiarów PIV konieczne jest stosowanie maski, jednak występuje ona praktycznie w każdym przypadku pomiarów μPIV .



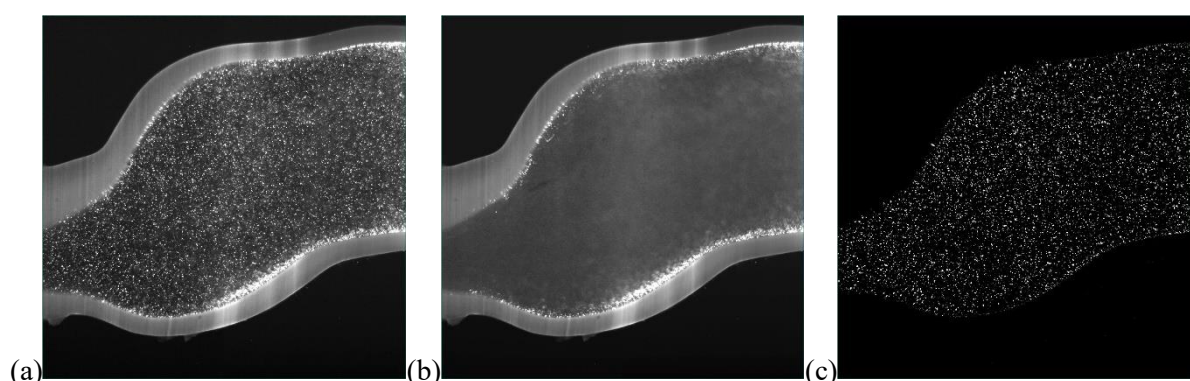
Rysunek 4.24. Zastosowanie maski dynamicznej. Pozycja maskowanego obiektu z kilku kolejnych ekspozycji nałożona na jedno zdjęcie (a) oraz obraz maski (b) [25]

4.3.4.2. Redukcja poziomu tła – zwiększanie kontrastu sygnału

Wykonanie kolejnego kroku również nie jest obligatoryjne i zależy od konkretnego przypadku. Także kolejność wykonywania kroków nakładania maski i redukcji tła jest dowolna.

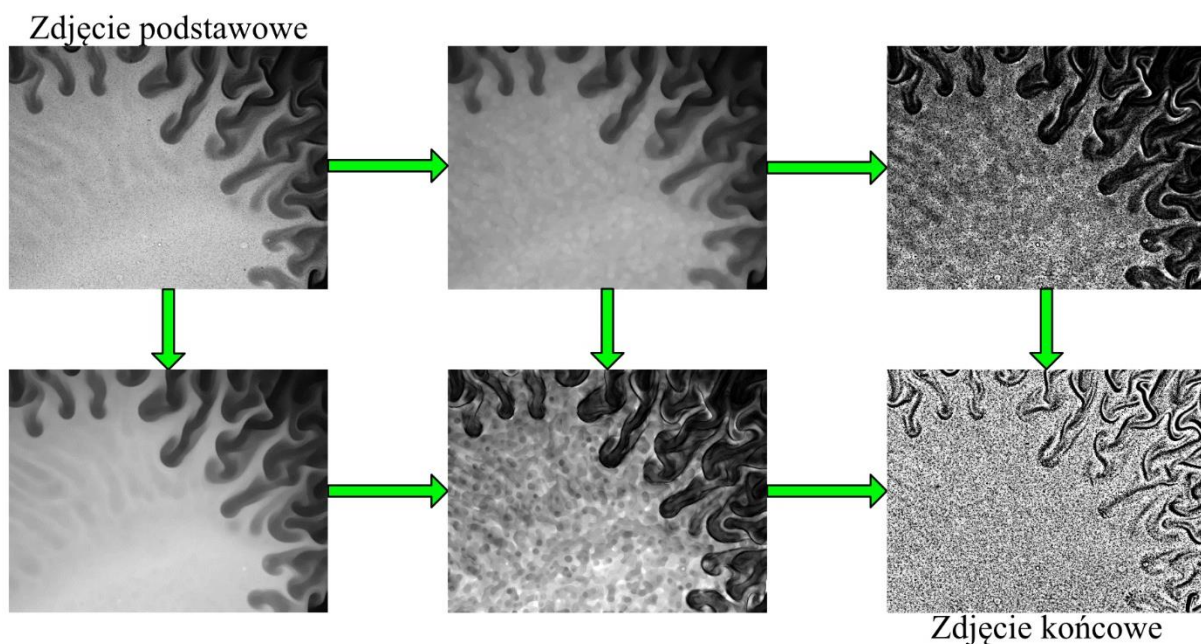
Bywają przypadki, kiedy razem z odejmowanym tłem tracona jest część wartościowego sygnału. Ponadto przetwarzanie zdjęcia pomiarowego tworzy nowy obraz, który zajmuje tyle samo miejsca w pamięci komputera co obraz pierwotny, innymi słowy – następuje podwojenie wielkości bazy danych. Redukcja SNR (ang. *signal to noise ratio*) może odbywać się poprzez:

- odjęcie tła – wykonanie jednego uśrednionego zdjęcia ze wszystkich zdjęć w danej akwizycji (jeden ciągły pomiar), co w rezultacie da zdjęcie tła składającego się z obrazu elementów statycznych, a następnie od każdego zdjęcia chwilowego następuje odjęcie wartości zdjęcia uśrednionego. Efektem takiego działania będzie obraz elementów dynamicznych – światła rozproszonego od cząstek posiewu. Ten sposób może zadziałać, jeśli istnieje odpowiednia liczba zdjęć, która pozwoli na zredukowanie wartości sygnału na zdjęciu uśrednionym, oraz jeśli pierwotny SNR był na odpowiednio wysokim poziomie, w przeciwnym razie odjęcie tła spowoduje usunięcie znacznej wartości sygnału. Rysunek 4.25 przedstawia kolejne kroki oraz rezultat odjęcia tła;



Rysunek 4.25. Kolejne kroki odejmowania tła dla zwiększenia kontrastu i redukcji poziomu tła. Obraz zarejestrowany przez kamerę (a), obraz powstały z uśrednienia wszystkich obrazów danej akwizycji (obraz wartości statycznych) (b), obraz (c) po odjęciu tła (b) od obrazu podstawowego (a) – wartości dynamiczne

- redukcję SNR z wykorzystaniem narzędzi zaawansowanej konwersji obrazu. Rysunek 4.26 przedstawia przykładowe wykorzystanie narzędzi konwersji obrazu w celu wzmocnienia kontrastu sygnału pochodzącego od posiewu [25]. Wśród zastosowanych filtrów były filtry z kategorii Low-pass, Gaussian czy Custom Filter dostępne w programie pomiarowym PIV DynamicStudio.



Rysunek 4.26. Etapy przetwarzania obrazu cząstek po zastosowania lokalnej normalizacji kontrastu [25].

4.3.4.3. Metoda analizy danych typu *cross-correlation*

Kluczem do zrozumienia zasad działania anemometrii obrazowej PIV jest formuła *cross-correlation*, używana do określenia najbardziej prawdopodobnego przemieszczenia sygnału w macierzy IA . Najczęściej stosowanym układem odniesienia jest kartezjański x, y, z i takiego właśnie użyto do dalszego opisu. Po zastosowaniu uproszczenia w postaci jednorodnego przemieszczenia cząstek w obrębie IA oraz założeniu ruchu dwuwymiarowego równanie matematyczne otrzyma formę:

$$\varphi_{I_a I_b}(m, n) = E[IA_a(m, n), IA_b(m, n)] \quad (4.9)$$

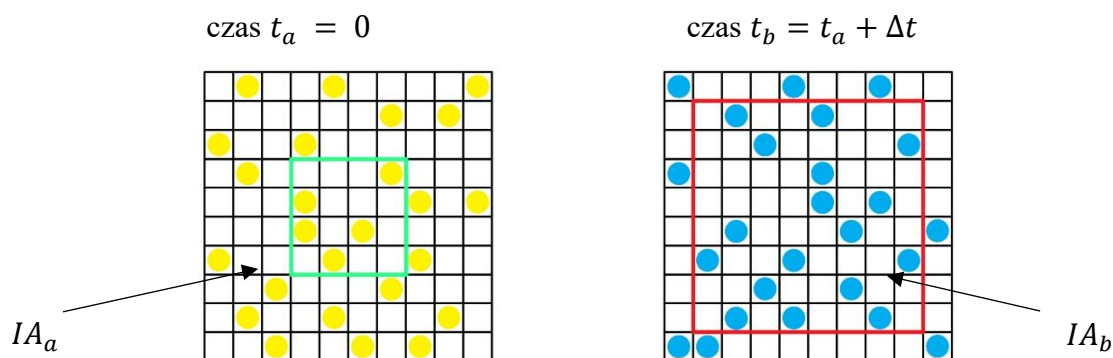
$$\varphi_{I_a I_b}(m, n) = \sum_{i=0}^{i-1} \sum_{j=0}^{j-1} IA_a(i, j) * IA_b(i + m, j + n) \quad (4.10)$$

Jest to dyskretna funkcja cross-correlation dla macierzy IA_a i IA_b o wymiarach (i, j) i wartości pojedynczych pikseli sygnału odebranego przez kamerę. Wartość m oznacza przesunięcie IA o m pikseli wzdłuż osi x , natomiast wartość n oznacza przesunięcie wzdłuż osi y . Pełne wyprowadzenie tej formuły można odnaleźć w [48, 84, 103].

Obrazowo zasada cross-correlation została przedstawiona na rysunku 4.27 [84]. Na macierzy 10×10 oznaczono żółtym kolorem stan pojawienia się sygnału w czasie t_a , niebieskim – pojawienie się sygnału na tym samym obszarze w czasie t_b , natomiast białe pola

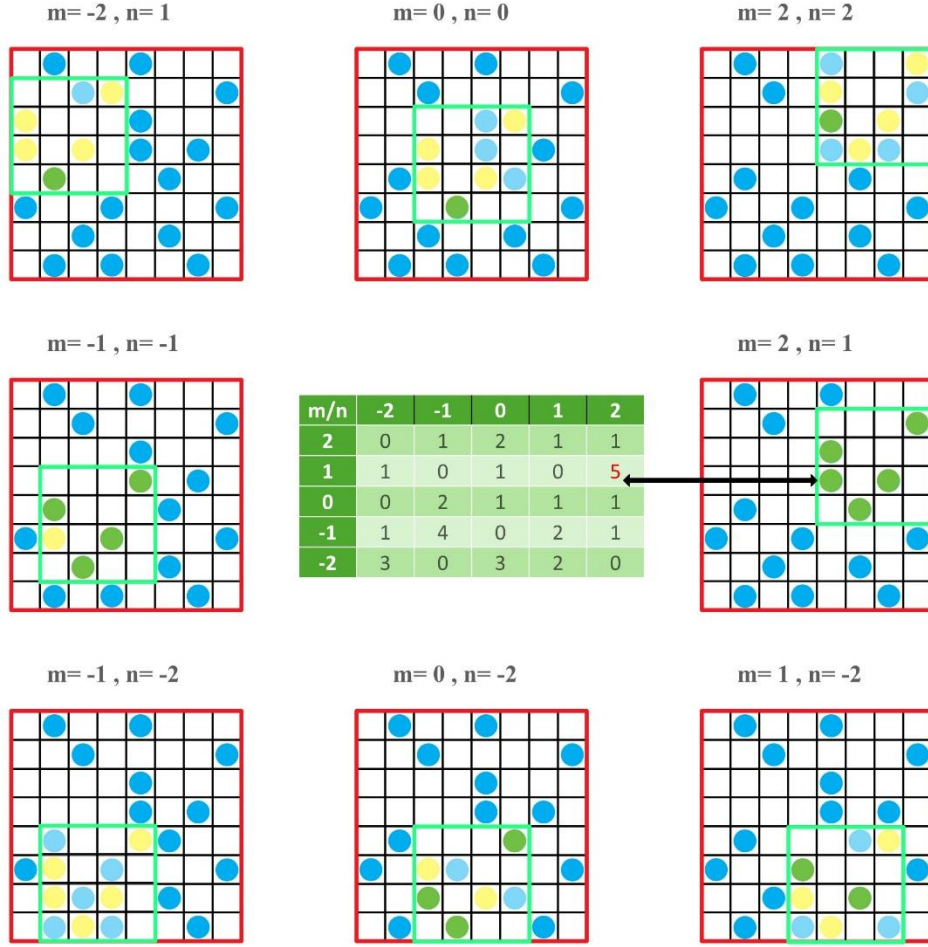
oznaczają brak sygnału. Jest to zero-jedynkowe sformułowanie sygnału dla ułatwienia zilustrowania koncepcji, podczas gdy w warunkach pomiarowych sygnał PIV jest zawarty w skali 8-, 10-, 12- lub 16-bitowej.

Turkusowym kwadratem IA_a o wymiarach 4×4 oznaczono obszar wyznaczenia podstawy wektora, czerwony kwadrat IA_b o wymiarach 8×8 to miejsce poszukiwań korelacji. Wielkość kwadratu czerwonego wynika z przyjętej ogólnej zasady, że przesunięcie pomiędzy IA_a a IA_b powinno być zbliżone do $i/2$ w kierunku osi x i $j/2$ w kierunku osi y, aby zapewnić optymalne warunki do znalezienia prawidłowego przesunięcia, jak i ograniczenia czasu analizy, który wzrasta wraz ze wzrostem obszaru poszukiwań. W praktyce wielkość ta jest dobierana zależnie od właściwości analizowanych obrazów i powinna zawierać się w przedziale $\langle i/4; 3i/4 \rangle$ oraz $\langle j/4; 3j/4 \rangle$.



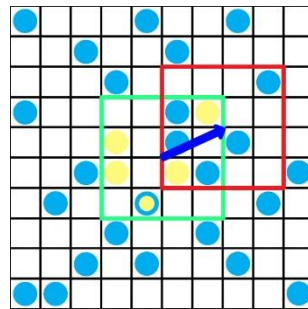
Rysunek 4.27. Obrazowe przedstawienie zasady cross-correlation. Obraz po lewej stan w czasie początkowym, obraz po prawej – stan po czasie Δt .

Macierz dopasowania P powstaje poprzez porównanie wartości macierzy IA_a otrzymanej w czasie t_a i macierzy tej samej wielkości otrzymanej w czasie t_b przesuniętej o $x = m$ i $y = n$ pikseli. Rysunek 4.28 przedstawia przykładowe rezultaty nałożenia IA_a na regiony IA_b . Wartości macierzy P są sumą nakładających się sygnałów z IA_a i IA_b (kropki zielone).



Rysunek 4.28. Macierz dopasowania P z zaznaczeniem najbardziej prawdopodobnego przesunięcia

Z macierzy P wynika, że najbardziej prawdopodobne wartości wektora przesunięcia to $\vec{L}_{max}(2,1) = 5$. Standardowo podstawa wektora znajduje się w środku obszaru IA_a .



Rysunek 4.29. Ilustracja wyznaczenia wektora przesunięcia dla obszaru IA

Równanie (4.10) zostało znormalizowane w celu zmniejszenia czułości korelacji funkcji na intensywność zmian pomiędzy ekspozycjami [38]:

$$\varphi_{IA_a IA_b}(m, n) = \sum_{i,j=1}^{W_s} \frac{(IA_a(i,j) - \overline{IA_a})}{\sqrt{\sum_{i,j=1}^{W_s} (IA_a(i,j) - \overline{IA_a})^2}} \cdot \frac{(IA_b(i+m, j+n) - \overline{IA_b(m,n)})}{\sqrt{\sum_{i,j=1}^{W_s} (IA_b(i+m, j+n) - \overline{IA_b(m,n)})^2}} \quad (4.11)$$

Odjęcie wartości średniej pozwala na redukcję wartości szumowej i redukuje błąd systematyczny. Wyznaczenie wartości $\varphi_{I_a I_b}$ jest tak zwanym procesem *direct cross-correlation* (DCC) i wymaga wyznaczenia pojedynczego IA_a oraz IA_b zwielokrotnionego przez iloczyn $m * n$. Jest to pik płaszczyzny korelacji, który odpowiada średniemu przemieszczeniu cząstek w obrębie badanego obszaru IA . Aby efektywnie stosować DCC w analizie PIV, wykorzystuje się transformatę Fouriera [84, 118]. Postępuje się tak przy założeniu, że obraz z kamery można uznać za dwuwymiarowe pole sygnałowe, analogicznie do jednowymiarowego szeregu czasowego. Takie podejście pozwala na skuteczne zastosowanie szybkiej transformaty Fouriera (FFT) i na znaczące skrócenie koniecznych kroków i czasu analizy.

$$\varphi_{I_a I_b} = FFT^{-1}(FFT(IA_a^*) \cdot FFT(IA_b^*)) \quad (4.12)$$

gdzie

$$IA_x^* = \frac{IA_x - \overline{IA_x}}{cov(IA_x)} \quad (4.13)$$

Znormalizowana postać formuły ma następującą postać:

$$\frac{1}{N-1} \sum_{x,y} \frac{(Fa(x,y) - \overline{Fa})(Fb(x,y) - \overline{Fb})}{\sigma_{Fa} \sigma_{Fb}} \quad (4.14)$$

$Fa(x, y)$ – wartość obrazu IA_a ;

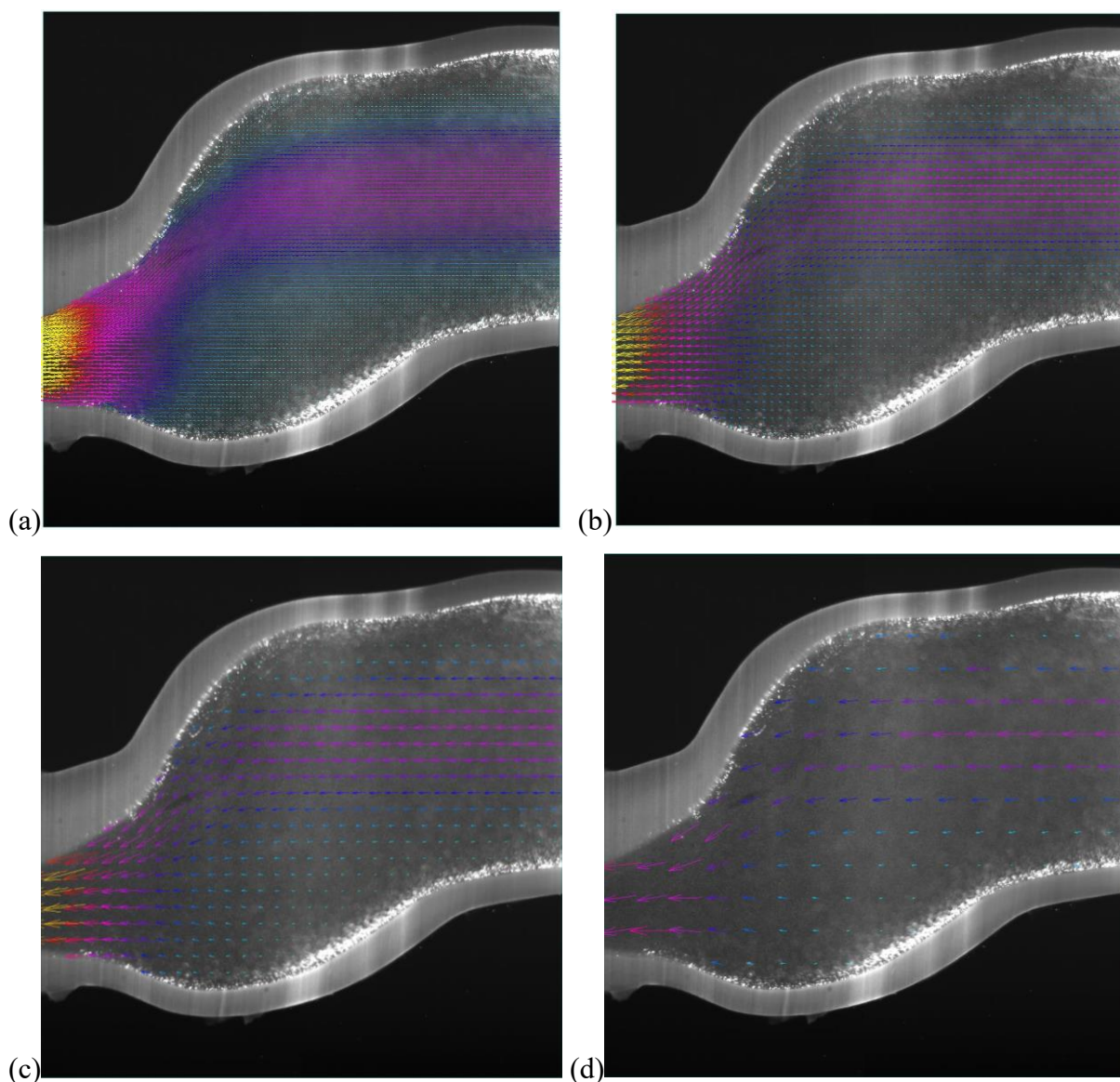
$Fb(x, y)$ – wartość obrazu IA_b ;

σ_{Fa} i σ_{Fb} – standardowe odchylenia dla danych obszarów IA_a i IA_b ;

N – liczba pikseli IA_a .

Rozwiązaniem mapy korelacji będzie macierz wartości $[-1, 1]$, gdzie wartość 1 oznacza idealne dopasowanie.

Rysunek 4.30 przedstawia rezultaty analizy PIV przygotowanego obrazu dla różnych wielkości IA . Podręczniki wskazują na optymalny rozmiar sekcji dla pojedynczego wektora w okolicy 32×32 pikseli. Jest to jednak sugerowana wartość startowa, a docelowa powinna być dobrana pod kątem możliwości obrazu, wymagań dotyczących jakości otrzymywanych rezultatów (im mniejszy obszar wyznaczania pojedynczego wektora, tym mniejsze struktury płynu mogą być identyfikowane) oraz czasochłonności. Im większa liczba wektorów wyznaczana z danego zdjęcia, tym dłuższy będzie czas analizy.



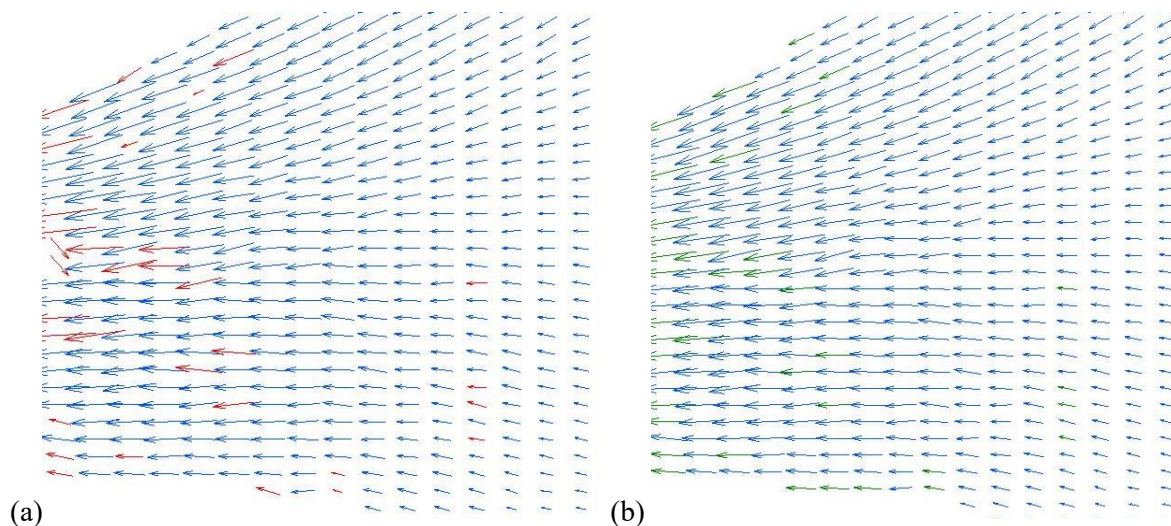
Rysunek 4.30. Rezultaty analizy PIV dla różnych obszarów IA : 16×16 na obrazie (a), 32×32 na obrazie (b), 64×64 na obrazie (c) i 128×128 na obrazie (d)

Tutaj większy wpływ na liczbę wektorów ma ich zagęszczenie, czyli stopień przesunięcia IA , niż rozmiar tego obszaru. Stosowanie kroku w wielkości 50–75% rozmiaru IA umożliwi uniknięcie sytuacji utraty informacji z przesunięcia cząstek posiewu, które przemieściły się poza obręb IA_b . Na powyższym rysunku mapa wektorowa ma widocznie granice, gdzie kończy się kanał, a zaczynają ścianki. Jest to rezultat zastosowania maski, opisaney w rozdziale 4.3.4.1. Ta mapa zawiera również łatwo zauważalne błędne wektory, które są wynikiem błędnie określonego wektora przesunięcia w procedurze *cross-correlation*. Może to być spowodowane zbyt małą liczbą cząstek zawartych w badanym płynie lub też zbyt dużym stopniem odcięcia sygnału w procedurze redukcji poziomu tła. Równie częstą przyczyną powstawania błędnych wektorów będzie zbyt duże przesunięcie cząstek pomiędzy IA_a a IA_b .

Do analizy wykorzystano algorytm *AdaptivePIV* programu DynamicStudio, który na podstawie wprowadzonych kryteriów dobiera wielkość i kształt *IA*.

4.3.4.4. Filtrowanie map wektorowych

Jak już wspomniano w poprzednim rozdziale, wstępna analiza *cross-correlation* może zawierać część błędnych wektorów, nawet jeśli zostanie użyty algorytm *AdaptivePIV*. W kolejnym etapie mogą być wykorzystane narzędzia korekcji i walidacji otrzymanych rezultatów. Biblioteka możliwości jest bardzo szeroka, ale większość programów do PIV ma podstawowe wspólne opcje. Rysunek 4.31 przedstawia dwie mapy wektorowe: pierwsza jest mapą identyczną jak na rysunku 4.30, tylko z zaznaczonymi wektorami (kolor czerwony), które nie spełniły kryteriów akceptacji w procedurze walidacji. Druga mapa przedstawia wektory skorygowane w procedurze interpolacji wartości z wektorów sąsiednich.



Rysunek 4.31. Mapy wektorowe bez stosowania filtrów otrzymanych rezultatów PIV (a) oraz z filtrowaniem wartości sąsiednich (b)

4.3.4.5. Pochodne map wektorowych

Mapa wektorowa chwilowego stanu płynu jest rezultatem analizy PIV, a jednocześnie bazą danych do dalszej analizy. Na jej podstawie możliwe jest:

- wyznaczenie uśrednionej mapy wektorowej danego przebiegu – jest to użyteczne do przepływów ustalonych oraz walidacji wyników obliczeniowej mechaniki płynów:

$$V_{sr} = \frac{1}{N} \sum_1^N V_i \quad (4.15)$$

- obliczenie rozkładu wartości wektora prędkości w czasie, o ile pomiar był czasowo-rozdzielczy;
- wyznaczanie niepewności pomiarowej PIV (szczegółowo omówione w rozdziale 4.3.5):

$$x_{zmierzone} = x_{rzeczywiste} + \delta = x_{rzeczywiste} + \beta + \epsilon \quad (4.16)$$

- określanie wirowości przepływu:

$$\bar{\omega} = \left(\frac{\partial W}{\partial y} - \frac{\partial V}{\partial z} \right) \bar{i} + \left(\frac{\partial U}{\partial z} - \frac{\partial W}{\partial x} \right) \bar{j} + \left(\frac{\partial V}{\partial x} - \frac{\partial U}{\partial y} \right) \bar{k} \quad (4.17)$$

co dla pomiarów 2D upraszcza się do równania:

$$\omega_z = \frac{\partial V}{\partial x} - \frac{\partial U}{\partial y} \quad (4.18)$$

- określanie tensora szybkości ścinania:

$$R_{uv} = cov(u, v) = \frac{1}{N-1} \sum_1^N (u_i - u_{\bar{s}r})(v_i - v_{\bar{s}r}) \quad (4.19)$$

$$R_{uw} = \frac{1}{N-1} \sum_1^N (u_i - u_{\bar{s}r})(w_i - w_{\bar{s}r}) \quad (4.20)$$

$$R_{vw} = \frac{1}{N-1} \sum_1^N (v_i - v_{\bar{s}r})(w_i - w_{\bar{s}r}) \quad (4.21)$$

- określanie intensywności turbulencji:

$$Tu = \frac{v_{rms}}{v_{\bar{s}r}} \quad (4.22)$$

- wyznaczenie odchylenia standardowego:

$$V_{rms} = \left(\frac{1}{N-1} \sum_1^N (v_i - v_{\bar{s}r})^2 \right)^{1/2} \quad (4.23)$$

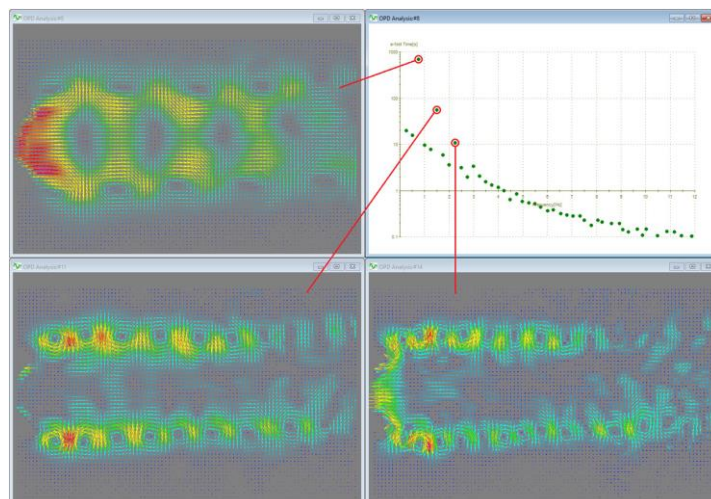
- wyznaczanie rozkładu ciśnienia [21]:

$$\nabla^2 \bar{P} = \nabla \cdot \nabla \cdot (\bar{v}\bar{v}) + \nabla \cdot \nabla \cdot (\tau - R_{uv}) \quad (4.24)$$

$$\tau = \rho v \left(\nabla v + \nabla v^T - \frac{2}{3} \nabla \cdot v I \right) \quad (4.25)$$

- dekompozycja modalna [32, 64]:

- rozkład energetyczny modów (struktur przepływu) z podziałem wg częstotliwości występowania poszczególnych modów,
- przestrzenny i czasowy rozkład struktur,
- określanie czasu rozpadu struktur, ich stabilności i energii.



Rysunek 4.32. Rezultaty dekompozycji modalnej pulsacyjnego strumienia z rozkładem czasu rozpadu modów od częstotliwości ich występowania(wykres) oraz wizualizacja trzech najsilniejszych struktur [21]

4.3.5. Niepewność pomiarowa PIV

Określenie poziomu dokładności rezultatów PIV jest kwestią określenia niepewności pomiarowej i nie jest tożsame z określeniem błędu pomiarowego, niemożliwym bez zewnętrznych czujników. Niepewność pomiarowa PIV związana jest z niepewnością dwóch składników wektora prędkości: czasu i przemieszczenia.

Na zakres niepewności czasu składa się niepewność dystansu czasowego pomiędzy impulsami wiązki laserowej. Jak już zostało omówione w rozdziale 4.3.2.4 za wygenerowanie promienia świetlnego odpowiada laser wyzwalany impulsem napięciowym z synchronizatora. W przypadku standardowych laserów niepewność czasu wynosi około 50ns , co można przyjąć za wartość pomijalnie małą, jednak dla laserów pracujących z częstotliwością rzędu kHz ta niepewność jest o około rząd wielkości większa [9]. Z tego względu tym bardziej przy pomiarach czasowo-rozdzielczych zalecane jest używanie korekcji czasowych opisanych w rozdziale 4.3.1.

Niepewność przemieszczenia jest bardziej złożona i w jej skład wchodzi poniższe elementy:

- Niedoskonałość kalibracji, czyli współczynnik przeliczenia pikseli na jednostkę metryczną. Jest to składowa całkowicie zależna od użytkownika. Szerzej o prawidłowo przeprowadzonej kalibracji można przeczytać w rozdziale 4.3.1.

- Zniekształcenia obrazu, które pomimo prawidłowo przeprowadzonej kalibracji, na części obrazu mogą wprowadzać przekłamania rzeczywistego przesunięcia do zarejestrowanego.
- Zbyt mała lub zbyt duża liczba cząstek posiewu. Co prawda algorytmy 2D2C PIV umożliwiają przeprowadzenie pomiarów w szerokim zakresie użytecznym gęstości posiewu, ale jeśli liczba cząstek pomiarowych jest zbyt niska, to analiza PIV może okazać się niemożliwa do przeprowadzenia. Jeśli jednak pomiar był wykonany z odpowiednio dużą częstotliwością, możliwa może się okazać analiza śledzenia cząstek PTV (ang. *particle tracking velocimetry*). Zbyt duże zagęszczenie posiewu będzie się objawiać podobnym efektem jak rozmycie obrazu, niski stosunek sygnału do szumu, brak możliwości rozróżnienia pojedynczych cząstek posiewu, co może przełożyć się na brak możliwości przeprowadzenia analizy PIV.
- Zbyt mała liczba zarejestrowanych obrazów może przełożyć się na nieprecyzyjny obraz uśrednionej mapy wektorowej.
- Gradienty prędkości wewnątrz pojedynczej IA_a . Tutaj, aby mieć możliwość zmierzenia mikrostruktur ruchu płynu należy odpowiednio dobrać wielkość cząstek posiewu oraz IA .
- Przesunięcie cząstek posiewu prostopadle do płaszczyzny noża świetlnego – ruch 3D. Jest to niekorzystne dla pomiarów 2D2C PIV z dwóch powodów. Po pierwsze, brak informacji o wartości przesunięcia posiewu w kierunku prostopadłym do noża świetlnego nie pozwala na pełną informację o wartości wypadkowej wektora prędkości. To oczywiście nie wpływa na zmierzone wartości pozostałych składowych wektora prędkości. Drugim negatywnym skutkiem takiego poruszania się posiewu jest jego rejestracja na tylko jednym ze zdjęć – A lub B .
- Niepewność określenia pozycji cząstki w przestrzeni na podstawie obrazu sygnału rozproszonego zarejestrowanego przez kamerę. Rysunek 4.33 przedstawia zależność dokładności określenia pozycji cząstki od rozmiaru sygnału dochodzącego do kamery. Dla uzyskania rozdzielczości subpikselowej konieczne jest takie dobranie rozmiaru posiewu, aby sygnał od pojedynczej cząstki był widoczny na obszarze 2×2 piksele. Efektem widocznym na rysunku 4.33a jest tzw. efekt niepewności subpikselowej (ang. *peak-locking*) [74]. Sygnał światła rozproszonego od posiewu jest rejestrowany głównie przez jeden piksel. Linia zielona określa fizyczne przesunięcie sygnałów pomiędzy dwiema ekspozycjami, oznaczone jako dS . Linie niebieskie pokazują pozycje sygnałów zarejestrowanych jako środek piksela, który zarejestrował sygnał. Na rysunku 4.33b sygnał

jest rejestrowany na 3 pikselach (3×3) i określenie pozycji sygnału jest znacznie precyzyjniejsze $dS \approx dS_F$.

- Określenie niepewności pomiarowej w matematycznym ujęciu analizy PIV odbywa się poprzez określenie błędu losowego wyznaczania wartości przesunięcia cząstek posiewu pomiędzy IA_a i IA_b :

$$x_{\text{zmierzone}} = x_{\text{rzeczywiste}} + \delta = x_{\text{rzeczywiste}} + \beta + \epsilon \quad (4.26)$$

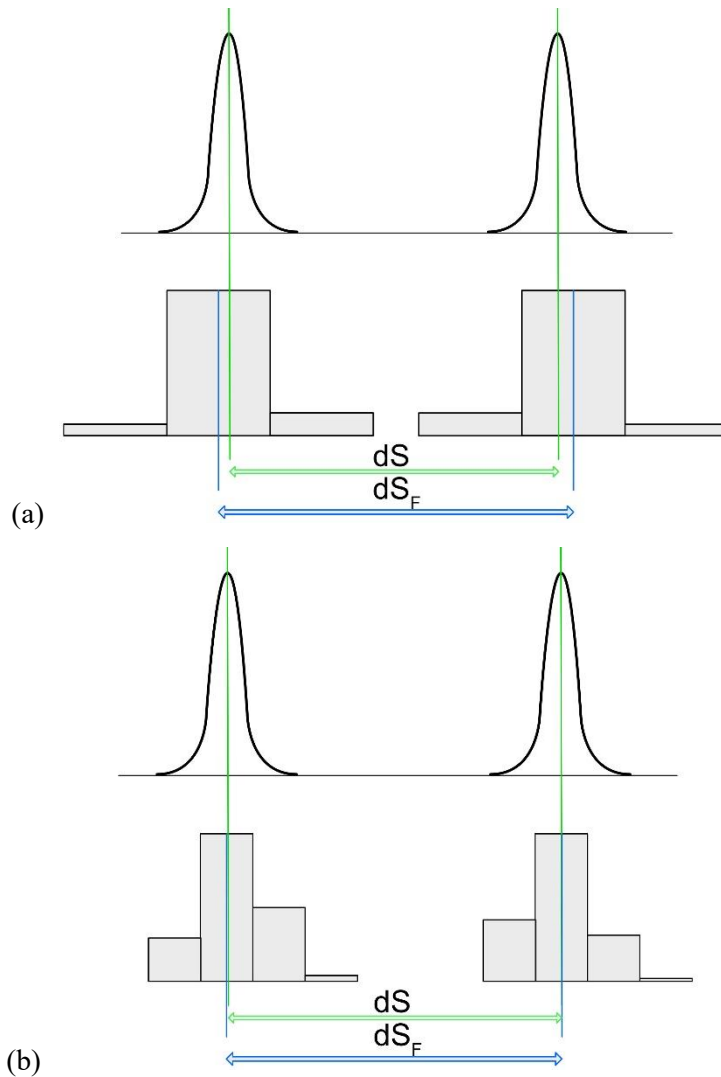
$x_{\text{zmierzone}}$ – zmierzona wartość przemieszczenia cząstki posiewu;

$x_{\text{rzeczywiste}}$ – rzeczywiste przesunięcie cząstki posiewu;

δ – błąd rzeczywisty;

β – błąd systematyczny;

ϵ – błąd losowy.



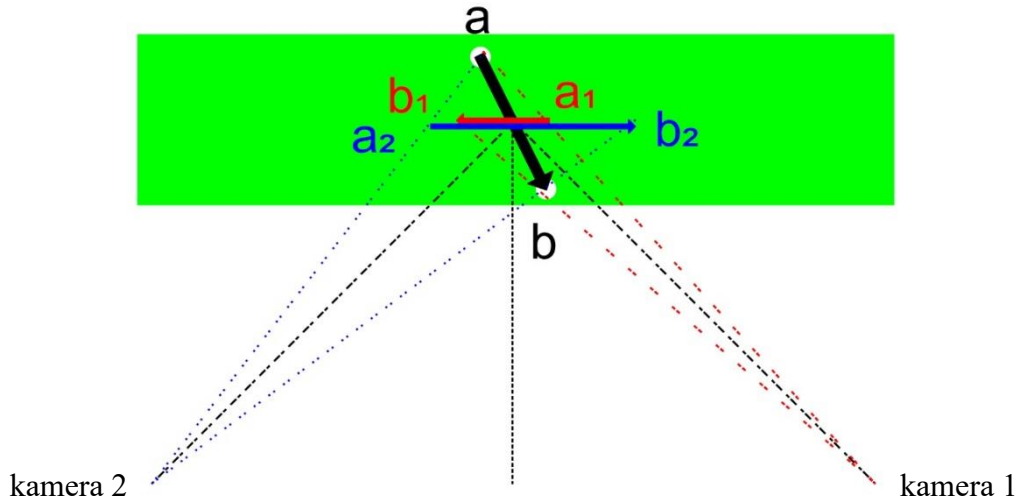
Rysunek 4.33. Zjawisko *peak-locking* na rysunku (a) z wysoką niepewnością określenia pozycji i przemieszczenia dS_F oraz prawidłowy odczyt (b) przy odpowiednio dobranych warunkach pomiarowych

Technika rozbieżności cząstek identyfikuje poszczególne cząstki w ramach IA_a i IA_b i próbuje dopasować pary na podstawie zmierzonych wektorów przemieszczenia. Jeśli wszystkie pary cząstek w pobliżu wektora wykazują porównywalne przemieszczenia, niepewność uważa się za małą, jeśli przemieszczenia cząstek w pobliżu wektora się zmieniają, niepewność jest wyższa. Technika rozbieżności cząstek wygeneruje niepewności dla błędów U , V i radialnych oraz liczby pasujących par cząstek znalezionych w obszarze zapytania odpowiadającego wektorowi. W celu uzyskania wiarygodnych statystyk preferuje się 6–7 dopasowanych par cząstek, ale matematycznie możliwe jest przeprowadzenie analizy przy użyciu zaledwie dwóch [93].

4.4. Zasada działania stereoskopowej laserowej anemometrii obrazowej

4.4.1. Podstawy teoretyczne

Następnym krokiem w stronę rozwoju anemometrii obrazowej PIV jest rozszerzenie liczby otrzymywanych danych o trzecią składową wektora prędkości. W najprostszym tłumaczeniu system StereoPIV bazuje na tej samej zasadzie co ludzki wzrok. Ten sam obraz, zebrany obojgiem detektorów (oko/kamera) pod różnymi kątami, pozwala na określenie dystansu, jaki dzieli detektor i obserwowany obiekt. Ponadto możliwe jest określenie przemieszczenia w każdym kierunku. Trójkierunkowe przemieszczenia wyznacza się na podstawie modelu opisującego, jak obiekty w ruchu 3D są odwzorowane na obrazach 2D. Program do analizy StereoPIV oblicza trzecią składową z obszaru noża świetlnego, porównując dane zarejestrowane przez dwie kamery skierowane na ten sam obszar pod różnymi kątami. De facto do analizy StereoPIV wykorzystywane są rezultaty 2D2C z każdej z kamer oraz odpowiednie pliki kalibracyjne. Na rysunku 4.34 przedstawiono zasadę działania pomiaru stereoskopowego. Rzeczywiste przemieszczenie cząstek posiewu odbywa się pomiędzy punktami a i b , na grubości noża świetlnego, które łączy wektor czarny. Punkty a i b dla kamery 1 są rzutowane na płaszczyznę pomiarową jako punkty a_1 i b_1 , dając wektor czerwony, natomiast dla kamery 2 są to odpowiednio punkty a_2 i b_2 i wektor niebieski.



Rysunek 4.34. Zasada działania StereoscopicPIV

Matematycznie funkcję StereoscopicPIV można sprowadzić do 4 równań z 3 niewiadomymi [21]:

Punkt a jest obiektem w przestrzeni X, Y, Z w czasie T :

$$a = [X \ Y \ Z]^T \quad (4.27)$$

Jest zrzutowany do punktu a_1 przez funkcję F :

$$a_1 = F(a) = [x \ y]^T \quad (4.28)$$

gdzie:

$$x = f(X, Y, Z) \quad (4.29)$$

$$y = g(X, Y, Z) \quad (4.30)$$

Należy tutaj zauważyć, że punkt a_1 i a_2 to w rzeczywistości ten sam punkt, czyli:

$$x_1 = f_1(X, Y, Z) \quad (4.31)$$

$$y_1 = g_1(X, Y, Z) \quad (4.32)$$

$$x_2 = f_2(X, Y, Z) \quad (4.33)$$

$$y_2 = g_2(X, Y, Z) \quad (4.34)$$

Różniczkując po czasie:

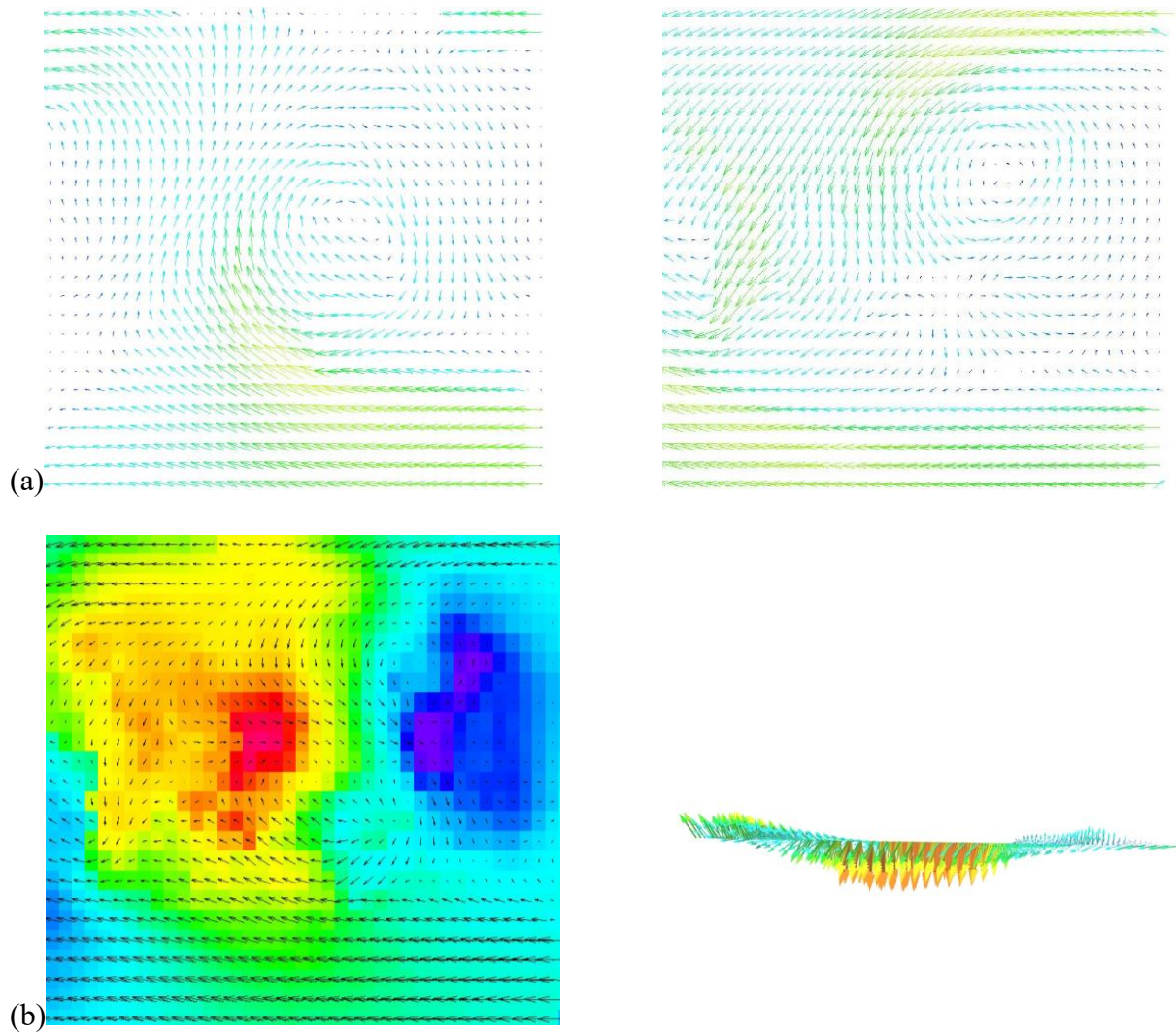
$$\begin{bmatrix} \Delta x \\ \Delta y \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \frac{\partial x}{\partial X} & \frac{\partial x}{\partial Y} & \frac{\partial x}{\partial Z} \\ \frac{\partial y}{\partial X} & \frac{\partial y}{\partial Y} & \frac{\partial y}{\partial Z} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \Delta X \\ \Delta Y \\ \Delta Z \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \frac{\partial f}{\partial X} & \frac{\partial f}{\partial Y} & \frac{\partial f}{\partial Z} \\ \frac{\partial g}{\partial X} & \frac{\partial g}{\partial Y} & \frac{\partial g}{\partial Z} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \Delta X \\ \Delta Y \\ \Delta Z \end{bmatrix} \quad (4.35)$$

i uwzględniając tryb dwuklatkowy kamery:

$$\begin{bmatrix} \Delta x_1 \\ \Delta y_1 \\ \Delta x_2 \\ \Delta y_2 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \frac{\partial f_1}{\partial X} & \frac{\partial f_1}{\partial Y} & \frac{\partial f_1}{\partial Z} \\ \frac{\partial g_1}{\partial X} & \frac{\partial g_1}{\partial Y} & \frac{\partial g_1}{\partial Z} \\ \frac{\partial f_2}{\partial X} & \frac{\partial f_2}{\partial Y} & \frac{\partial f_2}{\partial Z} \\ \frac{\partial g_2}{\partial X} & \frac{\partial g_2}{\partial Y} & \frac{\partial g_2}{\partial Z} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \Delta X \\ \Delta Y \\ \Delta Z \end{bmatrix} \quad (4.36)$$

Rozwiązując macierz metodą najmniejszych kwadratów można oszacować przemieszczenie obiektu w przestrzeni:

$$[\Delta X, \Delta Y, \Delta Z]^T \quad (4.37)$$



Rysunek 4.35. Mapy wektorowe 2D2C PIV dla dwóch kamer ustawionych na ten sam obszar pod kątem do płaszczyzny pomiarowej (a) oraz wynik analizy stereoskopowej 2D3C PIV (b) – kolorem oznaczona wartość trzeciej składowej oraz widok poprzeczny.

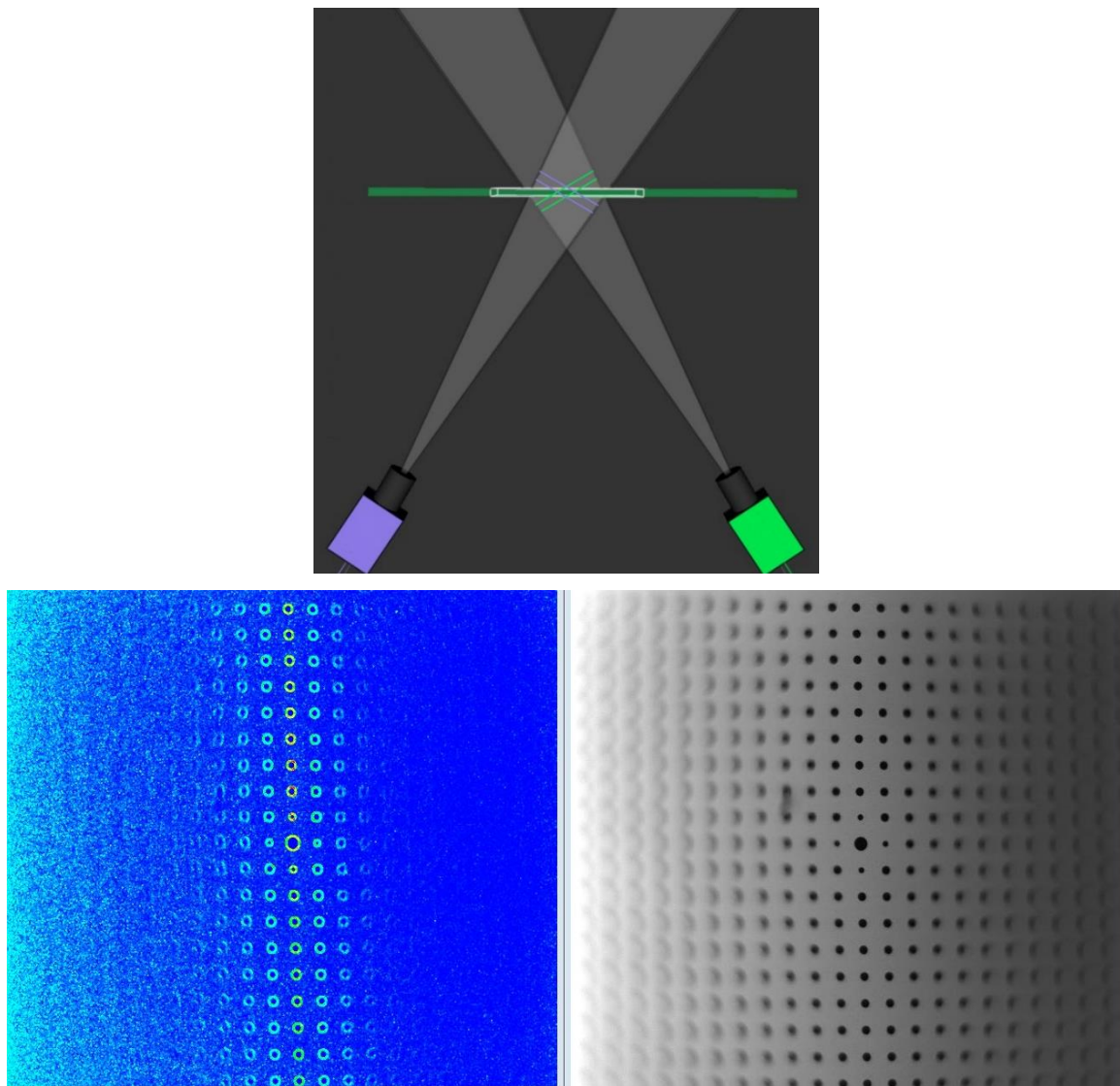
Rysunek 4.35 pokazuje dwie mapy wektorowe 2D2C dla dwóch kamer ustawionych pod kątem oraz obraz mapy wektorowej 2D3C. Wyniki stereoskopowego PIV przedstawione są w postaci dwuwymiarowej mapy wektorowej oraz wskazania wartości trzeciej składowej poprzez kolor tła, gdzie kolor od zielonego do czerwonego oznacza coraz większe wartości wektorów przechodzących na jedną stronę płaszczyzny pomiarowej, natomiast kolory niebieskie wskazują na zwrot przeciwny. Rysunek 4.35b po prawej pokazuje wartości samej składowej osi Z.

4.4.2. Komponenty StereoPIV

Potoczne słowo „*stereo*”, pochodzenia greckiego, oznacza m.in. „*przestrzenny*” i jest często wykorzystywane w odniesieniu do fonii, czyli odczucia przestrzennego rozchodzenia się dźwięku. Wyrażenie StereoPIV 2D3C w tym kontekście byłoby oksymoronem, które należałoby tłumaczyć jako „*płaskie przestrzenne PIV*”. StereoPIV to system, w rezultacie którego otrzymywana jest dwuwymiarowa mapa trójskładowych wektorów. Każdy pojedynczy wektor reprezentuje zatem nie ruch płynu po powierzchni wyznaczonej przez nóż świetlny, a trójwymiarową objętość oświetlaną przez wiązkę laserową. Co prawda otrzymana mapa wektorowa ma wymiary $m \times n \times 1$, czyli jest dwuwymiarowa, ale reprezentuje już pewną objętość $X \times Y \times Z$. Również aparatura konieczna do przeprowadzenia pomiarów zawiera dwupunktowy detektor, czyli dwie kamery ustawione pod różnymi kątami do płaszczyzny obrazowania. Pierwszy problem, który pojawia się przy takiej konfiguracji, to właśnie kątowe usytuowanie sensora kamery w stosunku do płaszczyzny pomiarowej. Rysunek 4.36 obrazuje istotę problemu. Na górnym rysunku dwie kamery, ustawione pod kątem do płaszczyzny pomiarowej, mają wyostrzony obraz równoległy do matrycy kamery, czyli również pod kątem w stosunku do badanego obszaru. W efekcie tego otrzymujemy obraz, którego ostrość tylko częściowo pokrywa się z obszarem oświetlanym. W dolnej części rysunku 4.36 widać przykładowe zdjęcie tego efektu, które zostało wykonane na płytce kalibracyjnej dla lepszego podkreślenia problematycznej kwestii. Obraz dolny z lewej jest przetwarzany do wizualizacji kontrastów, co ułatwia ustawienie jednorodności na całym polu, z prawej – obraz rzeczywisty wykonany przez kamerę bez korekcji.

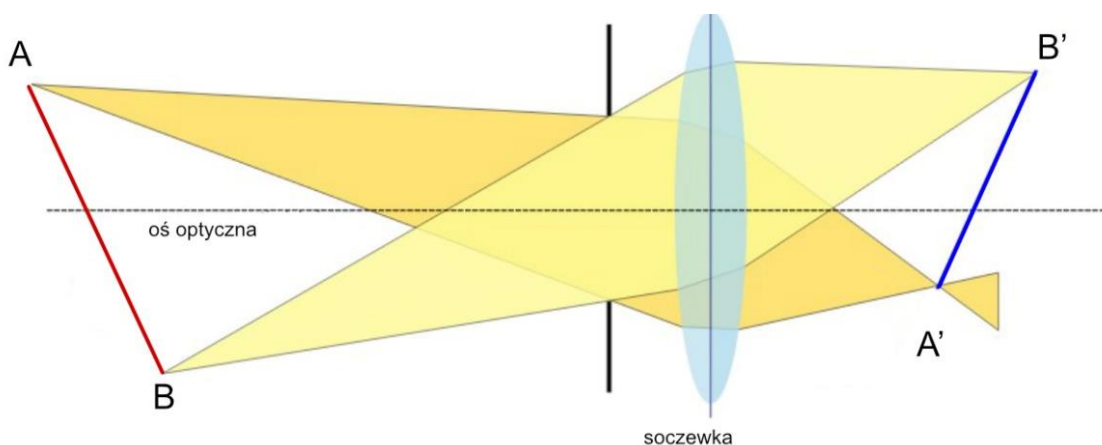
Najprostszym teoretycznie sposobem rozwiązania tego problemu może być zastosowanie optyki dającej odpowiednio dużą głębię ostrości, zapewniającej pokrycie całej powierzchni obrazowania. Poza jedną zaletą, w postaci redukcji kosztów, rozwiązanie to ma same wady:

- duża głębia ostrości, (w związku z zależnością ilości przepuszczanego światła od wielkości przesłony, którą reguluje się głębią ostrości) oznacza znaczną redukcję jasności, co w niektórych przypadkach może uniemożliwiać przeprowadzenie pomiaru;
- obszar zarejestrowany przez pojedynczy piksel elementów znajdujących się bliżej kamery, będzie mniejszy niż obszar zarejestrowany przez piksel tej samej matrycy ale elementów najbardziej oddalonych od kamery. Różnica ta będzie zależna liniowo od kąta pomiędzy płaszczyzną pomiarową a osią kamery i możliwa do skorygowania, ale będzie to wymagało dodatkowego kroku analizy;
- większa głębina ostrości oznacza rejestrowanie większej ilości szumu z tła poza ostrością kamery, a co za tym idzie – redukcję SNR.



Rysunek 4.36. Obraz otrzymywany przy kątowym ustawieniu kamer względem płaszczyzny pomiarowej. Na niebieskim tle obraz pokazujący gradienty, obok – zdjęcie rzeczywiste. Na górze poglądowe ustawienie kamer

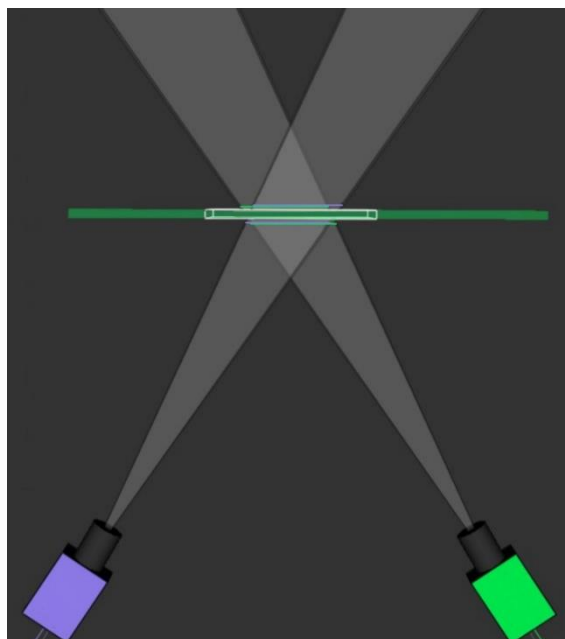
Najodpowiedniejszym rozwiązaniem problemu jest zastosowanie układu korygującego – tzw. korekcji Scheimpfluga. Nazwa wywodzi się od nazwiska austriackiego kapitana armii Theodora Scheimpfluga. Jest to manipulacja położenia osi kamery względem osi obiektywu. W ten sposób można skorygować dystans z jakiego obiektyw zbiera obraz w zależności od dystansu od środka obiektywu i przekazuje na sensor kamery. Zasada to została zobrazowana na rysunku 4.37. Doskonale na nim widać, że obraz punktów A i B , które znajdują się pod różnymi kątami do soczewki, jest wyostrozony w różnych dystansach za soczewką, co reprezentują punkty A' i B' . Ustawiając sensor kamery pod odpowiednim kątem do soczewki, możemy otrzymać wyostrozony obraz o odpowiedniej głębi ostrości, dobranej do aplikacji StereoPIV.



Rysunek 4.37. Zasada działania korekcji Scheimpfluga poprzez zmianę pozycji matrycy kamery $A'B'$ względem płaszczyzny pomiarowej AB

Na rysunku 4.38 pokazano zastosowanie korekcji Scheimpfluga wykorzystywane w aparaturze StereoPIV. Tym razem głębia ostrości obu kamer jest taka sama i w tej samej płaszczyźnie, jednakże obrazy otrzymywane nie mają tego samego kształtu i częściowo pokrywają różne powierzchnie. Wynika to z różnej perspektywy obu kamer i długości ogniskowej zbierania światła każdego z obiektywów. Również w tym przypadku możliwa jest korekcja programowa. W rezultacie otrzymywany jest obraz z części wspólnej obu kamer, który może posłużyć do analizy StereoPIV.

Pozostałe komponenty systemów StereoPIV są identyczne jak w przypadku standardowego systemu 2D2C PIV. Różnicę stanowią liczba kamer, moduły korekcji Scheimpfluga oraz odpowiednia płyta kalibracyjna.



Rysunek 4.38. Ustawienie kamer z zaznaczonym obszarem ogniskowania skorygowanym przy pomocy uchwytu Scheimpfluga.

Większą różnicą jest jednak przejście z pomiaru 2D2C μ PIV do 2D3C μ PIV. O ile w 2D2C μ PIV możliwe jest zastosowanie prostego mikroskopu lub nawet obiektywu z pierścieniami dystansowymi (makro-fotografia), to jednak do przeprowadzenia pomiaru stereoskopowego w skali mikro należy użyć specjalnego mikroskopu stereoskopowego. Zagadnieniu μ PIV został poświęcony odrębny rozdział 4.5.

4.4.3. Konfiguracja i kalibracja stereoskopowej laserowej anemometrii obrazowej

Systemy StereoPIV w skali makro mogą być zestawione w dwóch typach konfiguracyjnych: po tej samej stronie płaszczyzny pomiarowej oraz po przeciwnych stronach. Najodpowiedniejszą konfiguracją jest ta, w której kąt pomiędzy kamerami będzie wynosić 90° oraz kąty pomiędzy kamerami a płaszczyzną pomiarową (w przypadku zastosowania konfiguracji dwustronnej) lub normalną do płaszczyzny (w przypadku zastosowania konfiguracji jednostronnej) będą symetryczne. Dostępne są jednak możliwości zastosowania różnych kątów dla każdej z kamer.

Również kąt pomiędzy kamerami może być inny od 90° , ale nie może być mniejszy niż 30° i nie większy niż 120° .

Dla skali mikro kąty są zdeterminowane budową mikroskopu i zazwyczaj kąt pomiędzy torami obrazowania obu kamer jest zbliżony do 90° i oczywiście jest to układ symetrycznie ustawiony do osi mikroskopu prostopadłego do płaszczyzny pomiarowej.

Kalibracja systemów stereoskopowych ma 2 zadania:

- wyznaczanie współczynnika konwersji pikseli na jednostkę metryczną;
- przekazanie do programu informacji o zmienności obrazu w zależności od położenia w zakresie mierzonej grubości noża świetlnego.

Zadanie nr 2 wykonuje się poprzez zastosowanie tzw. dwupoziomowej płyty, gdzie znaczniki na płycie są wykonane na dwóch równoległych powierzchniach oddalonych od siebie o kilka milimetrów (wartość ta jest zależna od rozmiaru samej płyty, tak aby głębię ostrości kalibrować na odpowiedniej grubości w odniesieniu do obszaru pomiarowego). Innym sposobem jest przesuwanie płyty kalibracyjnej w kierunku do lub od kamer w kilku stałych krokach z wykorzystaniem do tego przesuwu ze śrubą mikrometryczną. Przy rejestracji każdego kolejnego zdjęcia do programu wprowadza się wartość tego przesunięcia przypisaną do konkretnego zdjęcia.

Bez względu na sposób kalibracji, płyta kalibracyjna powinna być odpowiednio dobrana rozmiarem do obszaru obrazowanego, tak aby możliwie jak największa część obrazu na zdjęciach kalibracyjnych była pokryta znacznikami kalibrującymi.

4.5. Laserowa anemometria obrazowa w skali mikroskopowej

Termin mikro-PIV pojawił się w latach 90. ubiegłego wieku, co wyraźnie widać w liczbie publikacji [33, 91, 115, 116]. Granica pomiędzy terminami mikro-PIV i makro-PIV jest trudna do zdefiniowania. Część publikacji wskazuje jako granicę wartość przejścia z jednostki milimetry na mikrometry, czyli z μ PIV mamy do czynienia, jeśli średnio rozmiar zdjęcia jest poniżej $1000\mu m$ [55]. Jest to oczywiście jedna z propozycji, natomiast wg autora niniejszej pracy to nie rozmiar wyrażany w dowolnej jednostce miary powinien stanowić kryterium nomenklatury systemów PIV, a użyta technika pomiarowa i komponenty. Innymi słowy – z systemami μ PIV mamy do czynienia w momencie, kiedy zastosowana jest optyka mikroskopowa. W szczególnych przypadkach wymagane zakresy obrazowania można uzyskać zarówno poprzez zastosowanie mikroskopu, jak i odpowiedniej optyki makro-fotograficznej. W takim wypadku można poddać pod dyskusję zasadność zastosowania przedrostka μ przed

PIV. Niemniej generalne zasady pomiarowe dla μ PIV są takie same jak ogóle zasady dotyczące PIV. Odmienne będą zaś pewne uwarunkowania i komponenty. Odnosząc się do równania (4.4), w przypadku pomiarów μ PIV będziemy mieli odpowiednio:

$$U = \frac{1}{M} \frac{\Delta x}{\Delta t} \quad (4.38)$$

$$V = \frac{1}{M} \frac{\Delta y}{\Delta t} \quad (4.39)$$

$$M = \frac{\psi}{\Psi} \quad (4.40)$$

gdzie:

U, V – wartość składowych wektora prędkości;

$\Delta x, \Delta y$ – wartość przemieszczenia płynu wzdłuż osi x i y ;

Δt – czas pomiędzy impulsami świetlnymi;

M – powiększenie obiektywu;

ψ – odległość obrazu od soczewki;

Ψ – odległość obiektu od soczewki.

Jak już wspomniano, górna granica obszarów mierzonych techniką μ PIV jest ruchoma, jednakże dolna granica jest ściśle określona i wynika z uwarunkowań optycznych. Z punktu widzenia czysto optycznego minimalny obraz, jaki można zarejestrować, jest zależny od powiększenia M , apertury $f_{\#}$ i długości fali światła λ [30, 84]:

$$d_{min} = 2.44 f_{\#} (M + 1) \lambda \quad (4.41)$$

$$f_{\#} = \frac{\text{dystans pracy soczewki}}{\text{średnica soczewki}} \quad (4.42)$$

Obecnie szacuje się, że rozdzielczość mikroskopów optycznych pozwala na rozróżnienie 2 punktów oddalonych od siebie o $200nm$ [140]. Przyjmując to założenie i przeciętną rozdzielczość kamery wynoszącą 1000×1000 pikseli otrzymujemy obraz rzędu $200 \times 200 \mu m$. Jednakże istotniejszy od rozmiaru zdjęcia będzie najmniejszy rozmiar reprezentowany przez pojedynczy wektor. W teorii rozmiar ten będzie wynosić kilka μm . Już w 1999 roku uzyskano objętość wyznaczenia pojedynczego wektora na poziomie $13,6 \times 0,9 \times 1,8 \mu m$ [69], natomiast w 2007 roku otrzymano pojedynczy wektor reprezentujący powierzchnię $3 \times 3 \mu m$ [78].

Istotnym parametrem wyróżniającym μ PIV jest również głębina obrazu. W makrosystemach wykorzystywana jest optyka noża świetlnego, która ma za zadanie oświetlenie możliwie najcieńszego plastra przestrzeni pomiarowej, i to właśnie grubość tej

wiązki laserowej określa faktyczną głębokość obrazów PIV. W przypadku μ PIV najczęściej wykorzystuje się mikroskopy konfokalne, co jest równoznaczne z oświetlaniem całej objętości mierzonej. Głębokość ostrości w takich wypadkach może zostać wyliczona za pomocą równania (4.43), gdzie pierwszy człon związany jest z dyfrakcją, a drugi związany z granicami geometrycznymi [41]:

$$\delta_z = \frac{n \times \lambda}{NA^2} + \frac{n \times e}{M \times NA} \quad (4.43)$$

gdzie:

δ_z – głębokość ostrości mikroskopu;

n – współczynnik załamania światła;

λ – długość fali świetlnej, dla cząstek fluorescencyjnych $\lambda \sim 560nm$;

NA – apertura numeryczna obiektywu mikroskopowego;

e – rozdzielczość przestrzenna detektora.

Dla pomiarów PIV, do uwzględnienia korekcji związanej z cząstkami posiewu nie będącymi w ostrości obrazowania a biorącymi udział w analizie PIV równanie na skorygowaną głębokość korelacji będzie miało postać [25]:

$$\delta_{corr} = \sqrt{\left(\frac{1-\sqrt{\varepsilon}}{\sqrt{\varepsilon}}\right) \left[\frac{d_p^2 \left[\left(\frac{n}{NA}\right)^2 - 1 \right]}{4} + \frac{1.49(M+1)^2 \lambda^2 \left[\left(\frac{n}{NA}\right)^2 - 1 \right]^2}{4M^2} \right]} \quad (4.44)$$

gdzie:

δ_{corr} – głębokość korelacji PIV;

ε – współczynnik intensywności obrazu granicznego, wyznaczany jako intensywność cząstek poza głębokością ostrości, która zaczyna mieć udział w korelacji PIV do intensywności cząstek poza głębokością ostrości;

d_p – średnica cząstek posiewu.

Równanie to jest ważne zarówno dla pomiarów dwu- jak i trójskładowych. Są jednak przypadki, kiedy korzystniejsze jest zastosowanie klasycznego noża świetlnego, który był w stanie oświetlić wybraną część wysokości mierzonego kanału [5, 104].

Podobnie jak w makroskali systemy 2D mogą mierzyć dwie lub trzy składowe wektora prędkości, tak i w skali mikro wyróżniamy systemy 2D2C μ PIV i 2D3C μ PIV. Dla układu 2D3C μ PIV konieczne jest zastosowanie specjalnego mikroskopu stereoskopowego, którego schemat zaprezentowano na rysunku 4.39. Rysunek ten przedstawia mikroskop z dwiema kamerami rejestrującymi światło odbite wstecznie (ang. *back-scattering*). Wiązka laserowa jest

doprowadzona do mikroskopu, gdzie zwierciadłem jest kierowana do obiektywu i ogniskowana na próbce mierzonej. Płyn zawiera fluorescencyjne cząstki posiewu, które absorbują światło lasera wzbudzającego, natomiast emitują światło przesunięte w kierunku fal dłuższych. Światło emitowane i odbite jest zbierane przez obiektyw i kierowane do kamer, po drodze z odcięciem części odbitej poprzez filtry górno-przepustowe.

Wyznaczenie składowych wektora prędkości w takim układzie może odbywać się na podstawie następujących równań (59):

$$U = \frac{\Delta X_1 \left(x - \frac{S}{2}\right) - \Delta X_2 \left(x + \frac{S}{2}\right)}{\Delta t [MS - (\Delta X_1 - \Delta X_2)]} \quad (4.45)$$

$$V = \frac{\Delta Y_1 + \Delta Y_2}{2M} \left[\frac{W}{d_0} - \frac{1}{\Delta t} \right] - \frac{yW}{d_0} \quad (4.46)$$

$$W = \frac{-d_0(\Delta X_1 - \Delta X_2)}{\Delta t [MS - (\Delta X_1 - \Delta X_2)]} \quad (4.47)$$

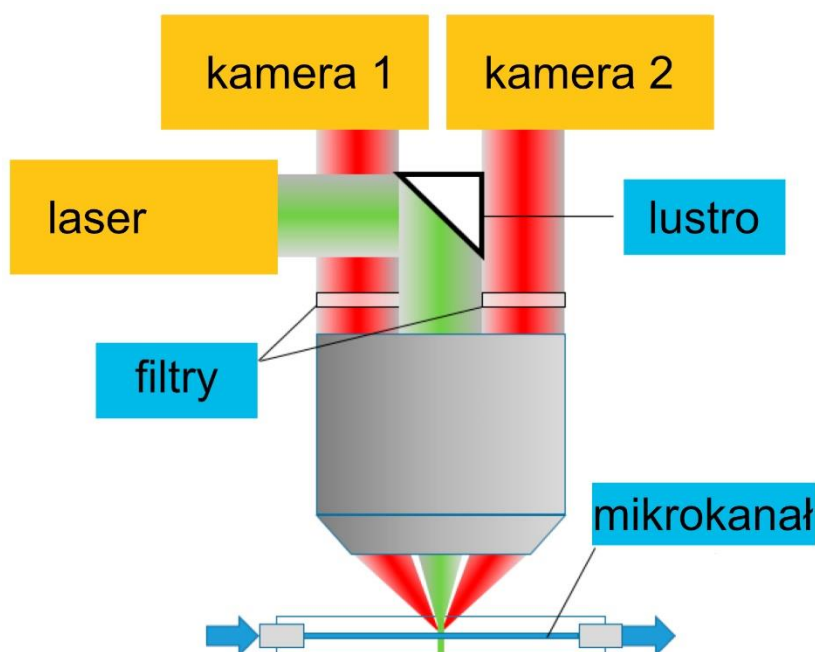
gdzie:

$\Delta X_{1,2}$ – przemieszczenie wzdłuż osi x dla odpowiednich kamer;

$\Delta Y_{1,2}$ – przemieszczenie wzdłuż osi y dla odpowiednich kamer;

S – odległość pomiędzy ścieżkami wiązek w płaszczyźnie soczewki;

d_0 – dystans soczewki do obiektu.



Rysunek 4.39. Zasada działania mikroskopu stereoskopowego do pomiarów PIV [21]

Kalibracja systemów μ PIV jest bardzo podobna do kalibracji systemów makro, jednakże w przypadku kalibracji stereo należy pamiętać o zmianie dystansu pracy przy przejściu między fazami i zmianie współczynnika załamania światła [25]. De facto taka sama zależność wystąpi w pomiarach makro-PIV, lecz to w skali mikro konieczne będzie budowanie fantomów do przeprowadzenia samej kalibracji.

Przy doborze aparatury pomiarowej μ PIV niezbędne jest rozpatrzenie złożoności badanego przepływu. W wielu przypadkach pomiar 2C jest wystarczający, ale są sytuacje, kiedy złożona struktura kanału generuje dużą wirowość i jedynym słusznym wyborem wydaje się pomiar 3C. W dalszej części tej pracy wykazano, że przepływy przez geometrie powstałe jako fantomy geometrii odcinków ludzkiego układu krwionośnego wykazują bardzo zróżnicowany przepływ trójwymiarowy.

5. Bezinwazyjna technika pomiarowa badania rozkładu stężenia elementów gazu – laserowo indukowana fluorescencja

5.1. Podstawy teoretyczne i parametry pracy planarnej laserowo indukowanej fluorescencji

Jednym z parametrów wykorzystywanych do określania gazu może być stężenie. Jest to udział danej substancji w mieszaninie i może być wykorzystywany również w środowisku ciał stałych. Standardowymi jednostkami opisującymi stężenie wg IUPAC są (ang. *International Union of Pure and Applied Chemistry*):

- stężenie masowe ρ – stosunek masy składnika m_A w objętości mieszaniny V :

$$\rho = \frac{m_A}{V} \left[\frac{kg}{m^3} \right] \quad (5.1)$$

- stężenie molowe c – stosunek liczby moli składnika n_A w objętości całej mieszaniny V :

$$c = \frac{n_A}{V} \left[\frac{mol}{m^3} \right] \quad (5.2)$$

- stężenie objętościowe χ – stosunek objętości składnika V_A w objętości całej mieszaniny V , wynik często stosowany w przeliczeniu na procenty:

$$\chi = \frac{V_A}{V} \left[\frac{m^3}{m^3} \right] \quad (5.3)$$

- stężenie liczbowe C – stosunek liczby cząstek składnika N do objętości mieszaniny V :

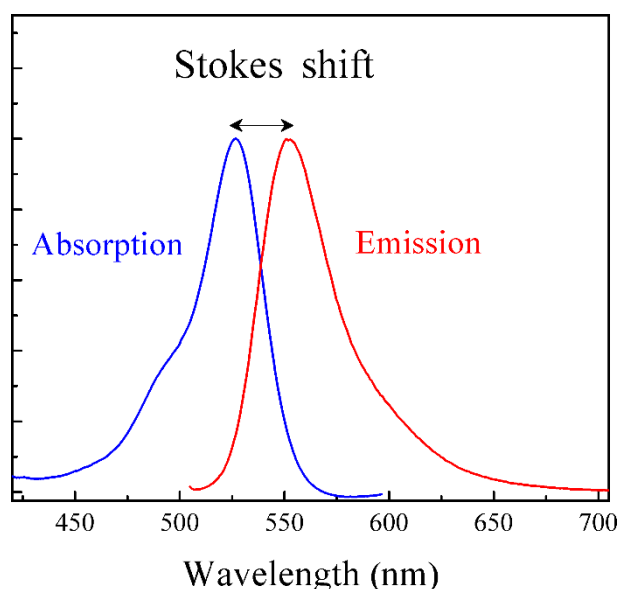
$$C = \frac{N}{V} \left[\frac{1}{m^3} \right] \quad (5.4)$$

W praktyce można znaleźć wiele innych zapisów określających zawartość jednego ze składników w mieszaninie w zależności od typu mieszaniny, zawartości składników oraz informacji, na jaką chcemy zwrócić uwagę.

Do pomiarów stężenia w płynach, zarówno w gazach, jak i cieczy, można wykorzystać nieinwazyjną technikę laserowo indukowanej fluorescencji PLIF (ang. *planar laser induced fluorescence*). Jest to optyczna technika pomiarowa stosowana do określania chwilowego stężenia lub temperatury badanego gazu. Może służyć do diagnostyki mieszania i transportu skalarnego w całym polu obserwacji. Aparaturowo system ten wykorzystuje te same komponenty co systemy PIV, stąd bardzo często w publikacjach, jak i praktycznym zastosowaniu obie techniki są używane jednocześnie [16]. Elementami dodatkowymi koniecznymi do prowadzenia pomiarów PLIF są barwniki fluorescencyjne oraz filtry optyczne.

Proces fluorescencji jest naturalnym zjawiskiem i właściwością materii. Fizycznie jest to proces relaksacji atomu ze stanu wzbudzonego z emisją fotonów o energii niższej niż światło

wzbudzające. Zjawisko to zostało opisane przez irlandzkiego fizyka George'a Gabriela Stokesa i nazywane jest *przesunięciem Stokesa*. Gdy światło o odpowiedniej długości fali λ_{Ex} jest wysyłane do danego ośrodka i zachodzi zjawisko wzbudzenia, ośrodek ten emituje światło o fali dłuższej λ_{Em} . Obrazowo zjawisko to zostało przedstawione na rysunku 5.1.



Rysunek 5.1. Prezentacja zjawiska przesunięcia Stokesa

Aby móc wykorzystać tę regułę, należy dobadanego środowiska odpowiednie źródło wzbudzenia lub też wprowadzić substancję fluorescencyjną wzbudzaną dostępną długością światła. Następnie fluorescencję w odpowiednim momencie należy zarejestrować kamerą, odcinając pozostałe sygnały, będące poziomem tła lub szumem. Jedynym i powszechnym sposobem jest zastosowanie odpowiednich filtrów (np. pasmowoprzepuszczalnych, z ang. *band-pass*, lub górnoprzepustowych, z ang. *long-pass*), które odbijają światło wzbudzające i przepuszczają do kamery światło fluorescencji. Intensywność fluorescencji F opisuje równanie (5.5), gdzie objętość próbkowania V_C wzbudzona jest światłem o energii E [21]:

$$F = V_C \cdot (E \cdot C) \cdot Q_\lambda(T) \cdot f_o \cdot A_C \quad (5.5)$$

gdzie:

$$A_C = e^{-\epsilon \cdot L \cdot C} \quad (5.6)$$

C – stężenie;

T – temperatura;

$Q_\lambda(T)$ – wydajność kwantowa substancji fluorescencyjnej wzbudzonej światłem o długości fali λ przy temperaturze T ;

f_o – parametr opisujący wpływ zastosowanej optyki do zbierania sygnału emisji;

A_C – parametr opisujący zjawisko absorpcji, prawo Bouguera-Lamberta;

ϵ – współczynnik absorpcji płynu;

L – grubość warstwy objętości próbkowania.

Do pomiarów PLIF wykorzystywane jest laserowe źródło światła, dla którego przyjmuje się że energia wzbudzenia jest stała, czyli:

$$E = E_0 \quad (5.7)$$

W pomiarach rozkładu stężenia wykorzystuje się substancje, których $Q_\lambda(T)$ jest wartością stałą przy zmianie temperatury i wynosi Q_λ . Zależność rozkładu stężenia może być wyznaczona z równania (5.8):

$$C \approx \frac{F}{E_0 \cdot \alpha_c} \quad (5.8)$$

gdzie:

$$\alpha_c = f_o \cdot V_c \cdot Q_\lambda \quad (5.9)$$

α_c – wartość stała dla danego eksperymentu na całym obszarze pomiarowym.

Do pomiarów rozkładu temperatury wykorzystuje się substancje, których wydajność kwantowa zależy od temperatury, a stosuje się stałe, znane stężenie C_0 . W takim wypadku zależność rozkładu temperatury może być wyznaczona z równania (5.10):

$$(T - T_{ref}) \approx \frac{(F - F_{ref})}{\alpha_T \cdot (E_0 \cdot C_0) \cdot (Q_\lambda - Q_{\lambda_{ref}})} \quad (5.10)$$

gdzie:

$$\alpha_T = f_o \cdot V_c \quad (5.11)$$

α_T – wartość stała dla danego eksperymentu na całym obszarze pomiarowym;

$T_{ref}, F_{ref}, Q_{\lambda_{ref}}$ – stałe znane wartości referencyjne.

Do wyliczenia wartości C i T potrzebna jest wartość mierzona F .

W technice PLIF wartością mierzoną F jest sygnał rejestrowany przez pojedynczy piksel kamery, natomiast objętość próbkowania V_c wyznacza powierzchnia, jaka jest obrazowana przez optykę kamery na pojedynczym pikselu jej matrycy, pomnożona przez grubość noża świetlnego oświetlającego badaną ciecz. Aby wartość F , wyrażoną jako stopień nasycenia pojemności pojedynczego piksela I_{mn} w skali 8- do 16-bitowej, można było przeliczyć na stężenie, konieczne jest wykonanie krzywej kalibracyjnej zależności intensywności zbieranego sygnału od stężenia substancji fluorescencyjnej. Procedurę kalibracji systemów PLIF przedstawiono dokładniej w rozdziale 5.2.

W zależności od właściwości planowanego eksperymentu dobiera się odpowiedni barwnik, który posłuży jako źródło sygnału fluorescencyjnego. Na tym etapie należy wziąć pod uwagę takie czynniki jak:

- zakres długości fal absorpcji i emisji;
- wydajność kwantowa;
- penetracja światła przez wymaganą grubość płynu, którą opisuje prawo Bouguera-Lamberta;
- stabilność fotochemiczna (ang. *photo-bleaching*);
- rozpuszczalność barwnika w badanej cieczy;
- możliwość rozpylenia barwnika w badanym gazie;
- toksyczność;
- wpływ na parametry fizyczne badanego płynu: gęstość, lepkość, reologię, współczynnik załamania światła.

Różnorodność w literaturze potencjalnych substancji nie jest zbyt duża. W przypadku cieczy w literaturze wykorzystywano pirydynę [58], fluoresceinę [58], chininę czy witaminy, ale najpopularniejszymi markerami do pomiarów zarówno stężenia, jak i temperatury są roztwory rodaminy.

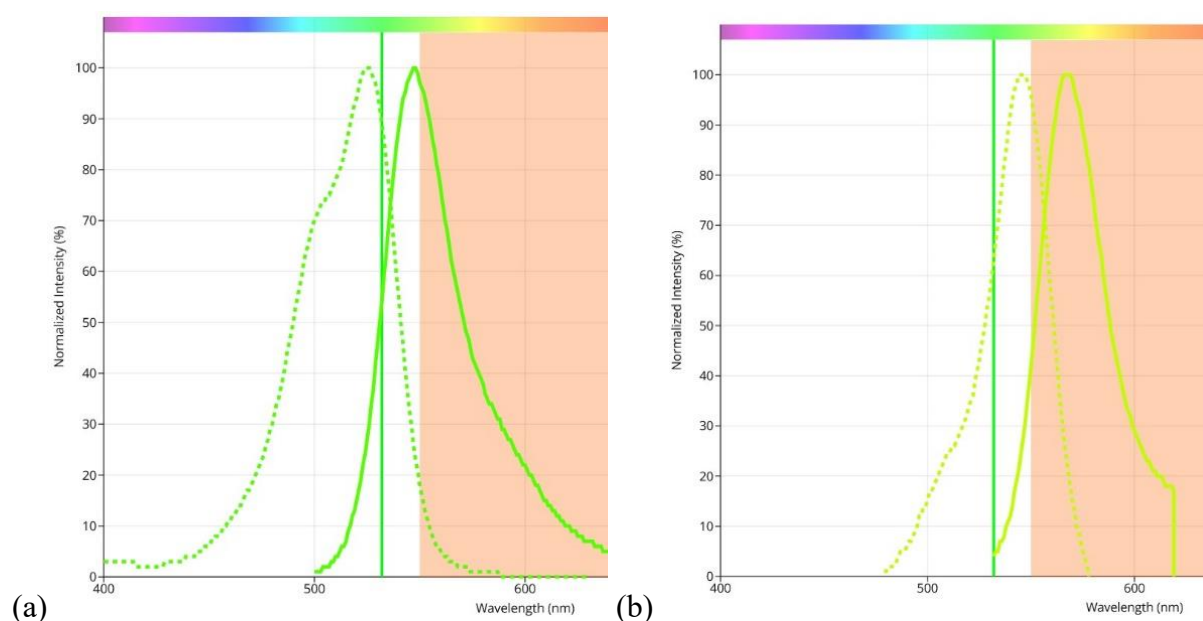
Rodamina 6G jest wykorzystywana do pomiarów stężeniowych, charakteryzuje się wysoką wydajnością kwantową co pozwala na stosowanie niewielkich stężeń. Ma to istotne znaczenie również ze względu na jej toksyczność. Jest niewrażliwa lub w pomijalnym stopniu wrażliwa na zmiany temperatury czy pH roztworu. Zależność intensywności emisji od stężenia jest liniowa w szerokim zakresie [21].

Rodamina B jest używana do pomiarów temperaturowych. Charakteryzuje się wysoką rozpuszczalnością i stabilnością utrzymania stałego stężenia po rozpuszczeniu w wodzie. Ma wysoką wydajność kwantową i również jest cieczą toksyczną ($LD_{50} \sim 89 \text{ mg/kg}$).

Mniej popularna jest rodamina WT wykorzystywana do pomiarów stężeniowych [86]. Niektóre markery wykazują podobne do siebie właściwości dla zmienności pH roztworu, np. fluoresceina, jednak jest to marginalnie rzadko mierzony parametr.

Roztwory rodaminy wzbudzane są laserem Nd:YAG czy Nf:YLF, stąd tak często można spotkać przypadki jednoczesnego pomiaru PLIF i PIV. Rysunek 5.2 przedstawia widmo absorpcji i emisji rodaminy 6G (a) i rodaminy B (b) z zaznaczonymi liniami wzbudzenia

laserem 532nm oraz zaznaczonym typowym filtrem górnoprzepustowym. Łatwo zauważalne jest przesunięcie spektrum emisji w stronę fal dłuższych dla rodaminy B. W obu przypadkach można zastosować ten sam filtr, jednak nie jest możliwe użycie obu markerów jednocześnie. Rodamina WT ma widmo emisji z maksimum w okolicy 580nm, więc jest najbardziej przesunięta z omawianych. Wyzwaniem może być próba użycia rodaminy do PLIF oraz cząstek fluorescencyjnych do PIV, ponieważ widmo emisji obu będzie w tym samym zakresie. Rozwiązaniem może być rodamina 110, która ma emisję przesuniętą w stronę fal krótszych, jednak do wzbudzenia potrzebna jest już inna długość światła.



Rysunek 5.2. Widmo emisji wzbudzenia oraz emisji dla rodaminy 6G (a) i rodaminy B (b) z zaznaczoną linią lasera wzbudzającego

W przypadku pracy z gazami klasyczna technika PLIF ma niewielkie zastosowanie. Potencjalnymi barwnikami, które można rozproszyć w powietrzu, są aceton i toluen. Zapewnienie odpowiednich warunków pomiarowych możliwe jest jedynie w szczelnych zamkniętych komorach. Zmieniając jednak pewne komponenty systemu pomiarowego, mianowicie stosując laser przestrajalny oraz kamerę ze wzmacniaczem obrazu, można mierzyć rodniki czy jony, które są produktem procesu spalania. Jest to odrębna gałąź pomiarowa o nazwie CLIF (ang. *combustion laser induced fluorescence*).

Jednym z założeń analizy PLIF jest stała energia wzbudzenia laserowego $E = E_0$. Jednakże lasery do PIV mają stabilność impuls do impulsu w zakresie około $\pm 3\%$. Starsze jednostki miały wartości sięgające $\pm 5\%$. Dla wiarygodności pomiarów PLIF konieczne jest zastosowanie właściwej kompensacji. Może to się odbyć za pomocą fotodiody, która będzie

mierzyć i przekazywać zmienność energii każdego impulsu lasera. Wartość stężenia dla każdego zdjęcia będzie w takim wypadku przeliczana z uwzględnieniem zmian wartości E . Innym sposobem jest przewidzenie obszaru, który będzie przez cały eksperyment miał stałą wartość (stężenia lub temperatury), i wykorzystanie go jako referencyjnego do określania zmian energii wzbudzenia.

Druga opisana metoda może mieć jeszcze jedno zastosowanie, a mianowicie niwelację efektu osłabienia kwantowego barwnika (ang. *photo-bleaching*). W przypadku wykorzystywania substancji o niskiej stabilności fotochemicznej lub stosowania wysokich energii wzbudzenia można doprowadzić do rozkładu substancji fluorescencyjnej i przy kolejnym impulsie wzbudzającym część markerów nie zostanie ponownie wzbudzona, co wpłynie na wartość emitowanego sygnału. Podatność wybranego barwnika na fotorozkład można empirycznie zweryfikować poprzez rejestrację sygnału nieporuszającego się płynu przy stałym stężeniu i rejestracji zmian wartości rejestrowanego sygnału. Jeśli sygnał ten będzie miał średnią wartość stałą w czasie, z ewentualnymi skokami sygnału, to mamy do czynienia ze zmianami energii lasera impuls po impulsie. Jeśli jednak sygnał będzie maleć w czasie, to może oznaczać to wystąpienie efektu fotorozkładu.

5.2. Kalibracja planarnej laserowo indukowanej fluorescencji

Sama procedura kalibracji sprowadza się do wykonania szeregu zdjęć o narastającej wartości mierzonego parametru – stężenia C lub temperatury T . Do prawidłowego jej wykonania należy przestrzegać następujących reguł:

- przed przystąpieniem do kalibracji należy określić jej zakres. Kalibracja swoim zakresem musi objąć wszystkie możliwe wartości stężenia w trakcie pomiarów, tak aby odczyt wartości z krzywej kalibracyjnej zawsze odbywał się poprzez interpolację.
- Należy rozpatrzyć zakres stężenia lub temperatury pod kątem liniowości zależności sygnału od stężenia.
- Należy zweryfikować ryzyko wystąpienia fotorozkładu barwnika.
- Kalibrację należy wykonywać w takich samych warunkach optycznych, jak będzie wykonywany pomiar.
- Kalibrację należy rozpocząć od zdjęcia tła, czyli dla pomiarów stężeniowych będzie to wartość zerowa stężenia, a dla temperaturowych – znacznie poniżej wartości mierzonych.

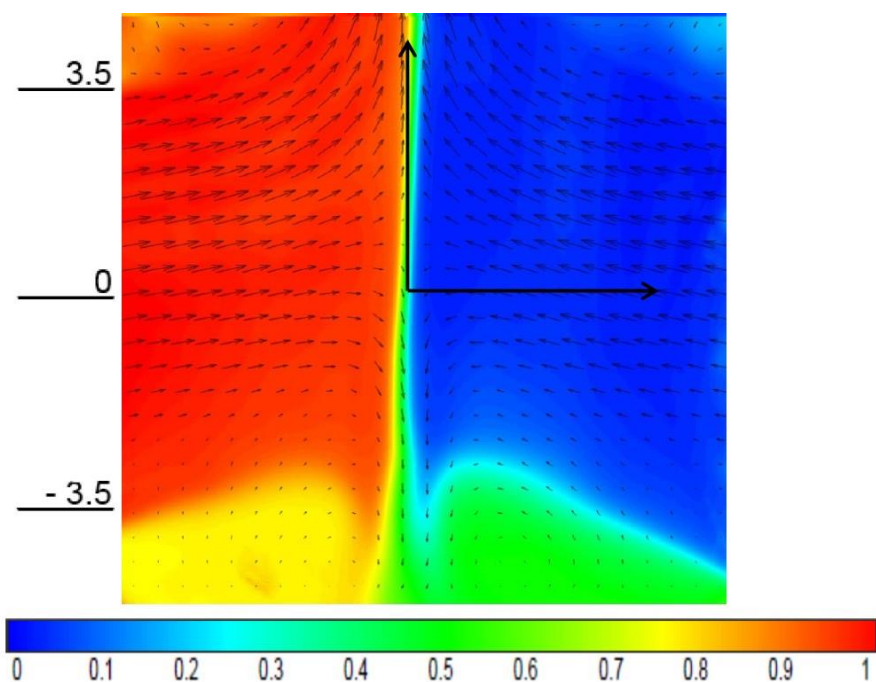
- Przed zmianą stężenia lub temperatury należy układ oczyścić z pozostałości poprzedniego roztworu dla zachowania wartości stężenia/temperatury.
- Krzywa kalibracyjna jest wykonywana dla każdego piksela kamery niezależnie, dlatego kluczowe będzie zachowanie niezmiennego położenia mierzonego obszaru względem wiązki wzbudzającej oraz układu detekcyjnego.
- Jeśli pomiar jest wykonywany w tym samym obiekcie co kalibracja, należy dokładnie oczyścić układ przed pomiarem oraz zweryfikować wartość sygnału dla stężenia/temperatury równych poziomowi tła.

5.3. Mikroplanarna laserowo indukowana fluorescencja

Skalowalność procedury pomiarowej w przypadku systemów PLIF jest jeszcze bardziej prostoliniowa niż w przypadku PIV. Jedyne, co się zmienia względem pełnej skali, to objętość próbkowania V_C . W tym wypadku nawet filtry wykorzystywane przy μPIV są odpowiednie dla $\mu PLIF$. Publikacje, choć jest ich niewiele, nie wskazują na dodatkowe trudności wynikające z zastosowania skali mikro [58, 94, 110].

5.4. Otrzymywane informacje

Laserowo indukowana fluorescencja PLIF ma zastosowanie przede wszystkim w pomiarach procesów mieszania oraz wymiany ciepła. W połączeniu z pomiarami PIV wzbogaca metodę anemometrii obrazowej o informacje związane z efektywnością zachodzenia procesu. Przykładem takiego zastosowania może być rezultat działania mieszalnika zderzeniowego zaprezentowany na rysunku 5.3, gdzie wektory przedstawiają rozkład prędkości poruszających się płynów, natomiast kolorami wskazano zawartość jednego płynu w drugim.



Rysunek 5.3. Rozkład średniego bezwymiarowego stężenia traseru w mieszalniku z nałożoną mapą wektorową prędkości średniej [4]

W przypadku pomiarów związanych z tematyką niniejszej pracy doktorskiej zastosowanie aparatury PLIF może dać informacje o czasie zatrzymania płynu w strefie martwej, stopniu rozdziału przy bifurkacji, stopniu wymiany płynu przy opływaniu zmian miażdżycowych czy tętniakach oraz innych dolegliwościach.

6. Opracowanie procedury wytwarzania geometrii układu krwionośnego do pomiarów laserowych przy wykorzystaniu druku 3D

6.1. Przegląd stosowanych technik wytwarzania obiektów 3D

Wykorzystywanie technik wytwarzania modeli 3D, w tym w szczególności mikroprzewodów i kanałów, służących do pomiarów z wykorzystaniem technik obrazowych PIV i PLIF, jest praktyką znaną już od kilkunastu lat. Jednakże wraz z rozwojem technologii materiałów zmieniał się sposób wytwarzania. Pierwszym i wciąż najpopularniejszym materiałem tworzenia geometrii jest odlew silikonowy. Według wyszukiwarki Google Scholar przy wyszukiwaniu haseł „*Particle Image Velocimetry*” + „*cardiovascular*” + „*silicone*” z ostatnich lat liczba tych wyników stanowiła powyżej 40% w porównaniu z tym samym zapytaniem, ale bez użycia „*silicone*”. Wystąpienie słowa „*silicone*” w artykule nie oznacza jeszcze, że jest to podstawowy materiał wykorzystywany do pomiarów, niemniej podobne wyszukiwania z użyciem słów „*hydrogel*” czy „*3D printed*” mają zdecydowanie mniejszy udział w wynikach. Warto jednak zwrócić uwagę na malejącą liczbę wyników związanych ze słowem „*silicone*” i „*hydrogel*” po 2021 roku oraz powoli wzrastającą liczbę rezultatów dla frazy „*3D printed*” po 2020 roku.

Obecnie, aby wytworzyć geometrię transparentną dla pomiarów PIV, do wyboru jest szereg technologii dopracowanych w mniejszym lub większym stopniu. Do najważniejszych należą te przedstawione poniżej:

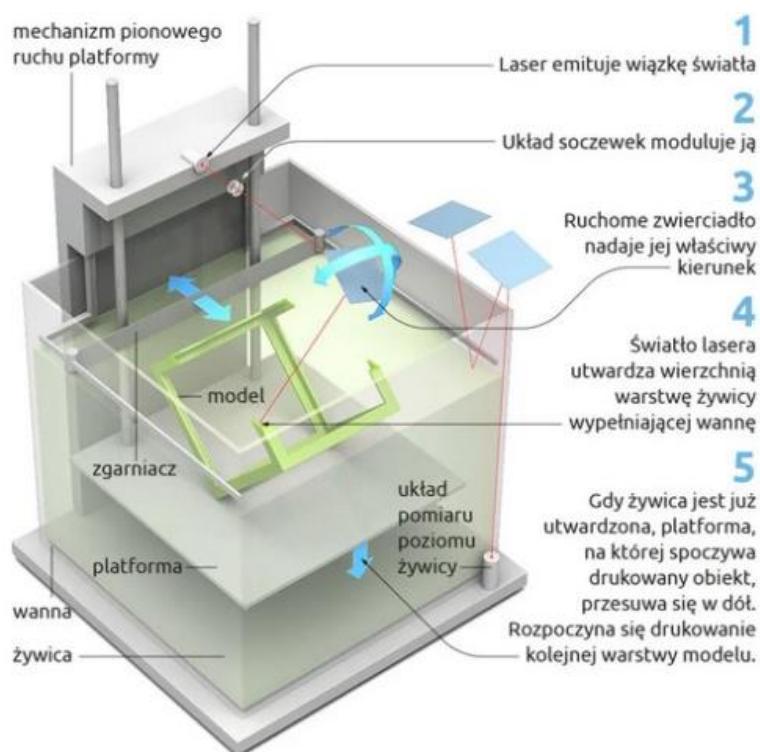
- Modele silikonowe. Do ich wykorzystania konieczna jest forma, nadająca odpowiedni kształt. Do zalet należą dobra przejrzystość oraz względnie niski współczynnik załamania światła, wynoszący około 1,4–1,45 [106]. Powierzchnia modeli będzie tak gładka, jak gładka powierzchnia formy zostanie przygotowana. Wadą tego materiału jest niewątpliwie czasochłonność przygotowania formy oraz odlewu, a im bardziej skomplikowana forma tym większy koszt jej wytworzenia. Kolejną wadą jest brak możliwości generowania precyzyjnych mikrokanalów.
- Modele silikonowe z drukowanymi podporami. Wraz z rozwojem technologii druku 3D, zauważono możliwość połączenia technologii i drukowania geometrii wnętrza kanałów z rozpuszczalnego materiału. Po zalaniu i ostygnięciu silikonu podpory są wymywane, co pozostawia model silikonowy gotowy do pomiarów [47]. Choć znacząco redukuje to koszty produkcji form odlewniczych, proces produkcyjny wciąż pozostaje wieloetapowy.

- Modele hydrożelowe. Powstają w wyniku polimeryzacji i zawierają w swoim składzie do 90% wody. Hydrożele mają bardzo dobre warunki przejrzystości oraz współczynnik załamania światła na poziomie od 1,32 do nawet 1,55 w zależności od zastosowanego polimeru. Ich elastyczność dobrze oddaje naturę naczyń układu krwionośnego, ale ogranicza możliwości mechaniczne utrzymania kształtu większych geometrii [122]. Do wad można zaliczyć zmienność współczynnika załamania światła w zależności od stopnia wypełnienia wodą czy zmian pH. Zmiany te mogą następować w trakcie pomiarów PIV.
- Druk 3D. Obecnie najszybciej rozwijająca się technologia, mająca początki w wytwarzaniu bezbarwnych przejrzystych modeli zaledwie kilka lat temu. Początkowo używaną technologią była drukarka typu *inkjet* (PolyJet) [98], ale dopiero pojawienie się drukarki SLA (ang. *stereolithography*) pozwoliło na otrzymywanie geometrii o odpowiedniej strukturze. Rozwinięciem tej technologii było zastosowanie technologii LFS (ang. *low force stereolithography*), która daje najlepsze rezultaty druku 3D obiektów transparentnych spośród dostępnych na rynku drukarek 3D. W przypadku drukarek typu PolyJet na jakość wydruku i transparentność wpływ ma orientacja warstw druku i późniejsze ułożenie podczas pomiarów [6]. Technika LFS jest bardziej uniwersalna pod tym względem. Wśród zalet druku 3D można wymienić przede wszystkim wszechstronność od wykonywania małych elementów (kanaliki o średnicy poniżej 1 mm) po duże elementy jako całość lub też składanie obiektów z kilku wydruków. W przypadku druku fantomów elementów układu krwionośnego przewody te są drukowane jako całość bez elementów podpierających. Koszt produkcji jest również najniższy spośród wszystkich wymienionych metod. Do wad można zaliczyć sztywność wydruku, konieczność obróbki ścian, które bezpośrednio po wydrukowaniu są matowe, oraz dość wysoki współczynnik załamania światła wynoszący około 1,48 – 1,54.
- Druk 3D elementów elastycznych. W roku 2023 zostały przedstawione żywice BioMed Elastic i BioMed Flex, które wraz z drukiem LFS dają transparentne, elastyczne elementy. Umożliwia to tworzenia fantomów elementów układu krwionośnego o zastosowaniu szerszym niż pomiary PIV czy PLIF.

6.2. Stereolitografia LFS – zasada działania, parametry pracy

Technologia stereolitografii, w skrócie SLA, jest jedną z najstarszych technik druku 3D [145], opracowaną już w 1984 roku. To technologia przyrostowa, która polega na

wykorzystaniu światłoutwardzalnej żywicy oraz zespołu optycznego do odpowiedniego formowania i kierowania wiązki laserowej. Drukowany model jest warstwa po warstwie „wyciągany” z płynnej żywicy, stąd też często spotykane określenie technologii addytywnej. Budowę oraz opis działania drukarki SLA przedstawiono na rysunku 6.1.



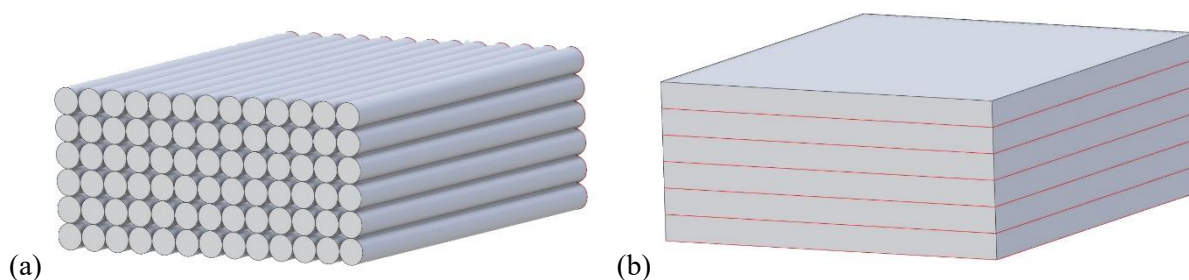
Rysunek 6.1. Schemat procesu działania drukarki 3D SLA [145]

Cała procedura wytwarzania obiektu przebiega według następujących kroków:

- zaprojektowanie trójwymiarowego modelu w programie graficznym z uwzględnieniem odpowiednich przyłączy – może to się rozpocząć od importu gotowej geometrii i jej odpowiedniego zmodyfikowania;
- przygotowanie modelu do druku, czyli uwzględnienie mocowania i podpór pod model;
- dobranie parametrów druku, w tym głównie rozmiaru plamki laserowej, która wpływa na jakość i precyzję druku, oraz wysokości pojedynczej warstwy;
- drukowanie modelu – może to zająć do kilkudziesięciu godzin, w zależności od rozmiaru modelu oraz wybranej rozdzielczości;
- oczyszczenie modelu po wydruku z płynnej żywicy, najczęściej w płucze ultradźwiękowej z wykorzystaniem alkoholu izopropylowego;
- usunięcie podpór;

- utwardzenie modelu za pomocą wygrzewania w podwyższonej temperaturze oraz w promieniach światła UV, im dłuższy czas naświetlania, tym większą twardość można uzyskać, ale kosztem transparentności;
- obróbka mechaniczna uzyskanego modelu, przygotowanie do pomiarów.

Technologia SLA charakteryzuje się wysoką rozdzielczością, sięgającą $25\mu m$ rozdzielczości pozycjonowania, minimalną wysokością pojedynczej warstwy $25\mu m$ oraz minimalną wielkością plamki laserowej nawet $50\mu m$. Rysunek 6.2 ilustruje różnicę w rezultatach wydruku pomiędzy zastosowaniem technologii SLA oraz inkjet. Obraz po lewej przedstawia warstwy złożone z filamentów trwale ze sobą połączonych, pomiędzy którymi pozostaje przestrzeń wypełniona powietrzem. To właśnie wielokrotne przejście pomiędzy fazą stałą a gazową powoduje zmiany kąta przechodzenia światła przez ściankę zbudowaną w taki sposób. Skutkiem tego jest rozproszenie światła, co uniemożliwia wykonywanie pomiarów optycznych. Obraz po prawej przedstawia połączone płyty kolejnych warstw powstałe w druku techniką SLA. Powstały w ten sposób materiał tworzy jednorodny element.



Rysunek 6.2. Schematyczne przedstawienie różnic pomiędzy warstwami po zastosowaniu dwóch najpopularniejszych technik druku 3D: (a) inkjet i (b) SLA

Technologia LFS jest ulepszoną wersją SLA. Różnicę stanowi kuweta płynnej żywicy, w której zastosowano elastyczne dno. Ten zabieg zmniejsza siły występujące przy odrywaniu utwardzonej części od dna zbiornika podczas przejścia między kolejnymi warstwami. Pozwala to na otrzymywanie wyższej jakości powierzchni oraz lepszej dokładności druku. Ma to też ekonomiczne skutki w możliwości zastosowania mniejszej liczby i cieńszych podpór, co przekłada się na mniejsze zużycie żywicy. Dodatkowo technologia LFS rozszerzyła zakres stosowanych żywic m.in. o żywicę BioMed Elastic.

6.3. Żywica do transparentnych wydruków

Do pomiarów PIV, jak wskazano w rozdziale 4.3.1, konieczne jest, aby obiekt zapewniał dostęp optyczny. W przypadku pomiarów w drukowanych modelach układu krwionośnego, niezbędne jest zapewnienie transparentności tak przygotowanego obiektu. Choć drukarki typu SLA powstały 40 lat temu, dopiero w ostatnich 10 latach wzrost zainteresowania i rozwój technologiczny pozwolił na wprowadzenie na rynek żywicy dającej do pewnego stopnia przezroczyste wydruki. Niestety, początkowa jakość wydruku nie dawała szans zastosowania do pomiarów optycznych. Pierwsze wykonane przez autora pracy próby wykorzystania wydruków z żywicy transparentnej do pomiarów wewnątrz modelu za pomocą techniki PIV odbyły się w 2018 roku, ale jakość wydruku SLA wciąż była wymagała znaczącej obróbki, aby uzyskać sygnał w minimalnym stopniu nadający się na potrzeby PIV.

Zaawansowane prace nad wykorzystaniem drukarek 3D w pomiarach PIV modeli kanałów zamkniętych stały się podstawą tezy niniejszej pracy. W jej wyniku opracowano procedury pomiarowe dla pomiarów 2D2C PIV oraz 2D3C PIV przy wykorzystaniu dwóch typów żywicy: twardej i elastycznej. Przedstawione dalej wyniki i metody dotyczące wydruków elastycznych są rozszerzeniem autorskiej pracy autora ponad pierwotnie zakładany zakres.

Żywica do drukarek 3D typu LFS o nazwie handlowej Clear Resin została wprowadzona na rynek w 2013 roku. Obecnie w sprzedaży jest jej już piąta wersja. Wydruki charakteryzują się wysoką wytrzymałością (wytrzymałość na zginanie powyżej 100 MPa [136]) i dobrą przejrzystością. Przy tym wydrukowane elementy można poddać polerowaniu, co zwiększa stosowalność w systemach wizyjnych. Elementy już wydrukowane są neutralne środowiskowo, choć żywica w postaci płynnej może powodować podrażnienia czy zatrucia, a podczas procesu drukowania wytwarzane są drażniące i toksyczne gazy. W 2020 roku wprowadzono odpowiednik tej żywicy zapewniający biokompatybilność, o nazwie BioMed Clear.

Żywica, której wydruki zachowują elastyczność po utwardzeniu, pojawiła się w 2020 roku. Najnowsza wersja o nazwie handlowej BioMed Elastic jest biokompatybilna przy długim kontakcie ze skórą czy też krótkotrwałym kontakcie z błoną śluzową (wg norm ISO 13485). Wydruki stosujące tę żywicę wykazują dobrą przejrzystość i mają niższy współczynnik załamania światła niż Clear Resin (wartości współczynnika załamania światła obu żywic są

szerzej omówione w rozdziale 6.5). W postaci nieutwardzonej żywica BioMed Elastic przejawia podobne właściwości toksykologiczne co wcześniej wymieniona.

W ofercie producenta, którego wybrano do przeprowadzenia testów, czyli firmy Formalabs, dostępnych jest 6 typów żywic umożliwiających otrzymanie transparentnych obiektów:

- Clear Resin – sztywny materiał, który nadaje się do polerowania;
- BioMed Clear Resin – sztywny materiał do zastosowań biokompatybilnych wymagających długotrwałego kontaktu ze skórą lub błonami śluzowymi, nadaje się do polerowania;
- Elastic 50A Resin – miękki i rozciągliwy materiał o mniejszej przejrzystości od wersji sztywnej, ze względu na matowość ścianek, których nie da się polerować;
- Flexible 80A Resin – sztywniejsza wersja elastycznego materiału, bardziej sprężysty i również o ograniczonej przejrzystości ze względu na matowość, bez możliwości polerowania;
- BioMed Elastic 50A Resin – biokompatybilna wersja żywicy Elastic 50A, o podobnych właściwościach, użyteczna w aplikacjach wymagających znacznego rozciągania, odpowiednia do druku modeli układu krwionośnego;
- BioMed Flexible 80A Resin – biokompatybilny odpowiednik żywicy Flexible 80A Rein, sztywniejszy materiał, który może mieć zastosowanie przy większych geometriach, gdzie ograniczona miękkość materiału pozwoli na podtrzymanie kształtu geometrii.

Żywice BioMed Elastic 50A oraz BioMed Flexible 80A zostały wprowadzone na rynek w listopadzie 2023 roku, a pierwszy artykuł powstał zaledwie kilka miesięcy później [45].

Proces druku obu żywic jest podobny i kilkietapowy. W pierwszym etapie żywica jest utwardzana laserowo za pomocą drukarki. Następnie jest oczyszczana w płuczce i jeszcze raz utwardzana za pomocą promieniowania UV. Ten ostatni etap ma już bezpośredni wpływ na dalsze przygotowania do użycia w pomiarach. Na zależność zmian twardości próbki od czasu utwardzania wskazuje producent, jednak w artykule [5] przygotowanym w 2022 roku wykazano wpływ czasu naświetlania UV również na przejrzystość. Wraz ze wzrostem czasu trwania tego procesu nie tylko wzrasta twardość, ale też maleje bezbarwność. Na rysunku 6.3 pokazano wydruk pokazujący to zjawisko. Efekt żółknięcia występuje również, jeśli próbka jest narażona na naturalne promieniowanie UV pochodzące od słońca, ale po znacznie dłuższym okresie. Dodatkowo zauważono minimalny wpływ promieni UV na współczynnik załamania światła, polegający na tym, że wraz ze wzrostem czasu naświetlania współczynnik malał, ale zmiany są o wartości pomijalnie małe.



Rysunek 6.3 Zjawisko żółknięcia wydruku pod wpływem promieni UV. Po lewej blok po naświetlaniu powyżej 30 minut, po prawej blok naświetlany przez 10 minut.

Na etapie doboru materiału do druku brano pod uwagę również takie parametry jak:

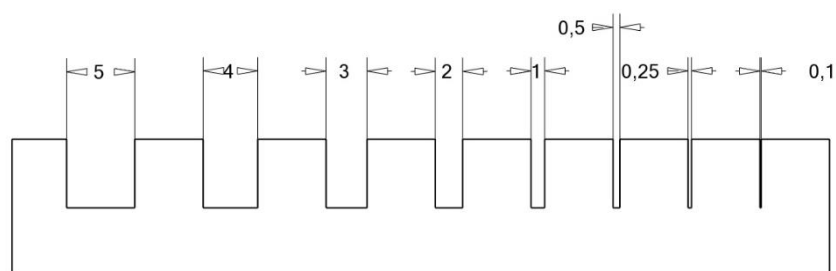
- odporność chemiczna i fizyczna w kontakcie z badaną cieczą;
- dla druków twardych; żywica miała dawać możliwość wytworzenia odpowiednio sztywnego modelu, który nie będzie przemieszczał się ani drgał w trakcie pomiarów;
- dla druków elastycznych; możliwość wydrukowania fantomów układu krwionośnego, głównie żył i tętnic, bez konieczności wprowadzania wewnętrznych wsporników, co jest wymagane w przypadku elementów silikonowych czy hydrożeli;
- wystarczająca sprężystość wydruku elementów elastycznych, aby zachować kształt nietypowych, w szczególności rozgałęzionych geometrii.

Przed BioMed Elastic do pomiarów wykorzystywana były żywice Elastic 50A oraz Flexible 80A, które mają podobne właściwości, ale z twardszą i sztywniejszą strukturą. Przykładowe rezultaty wydruków żywic Clear Resin przedstawiono na rysunku 6.3, natomiast BioMed Elastic szerzej opisano w rozdziale 6.6.3.

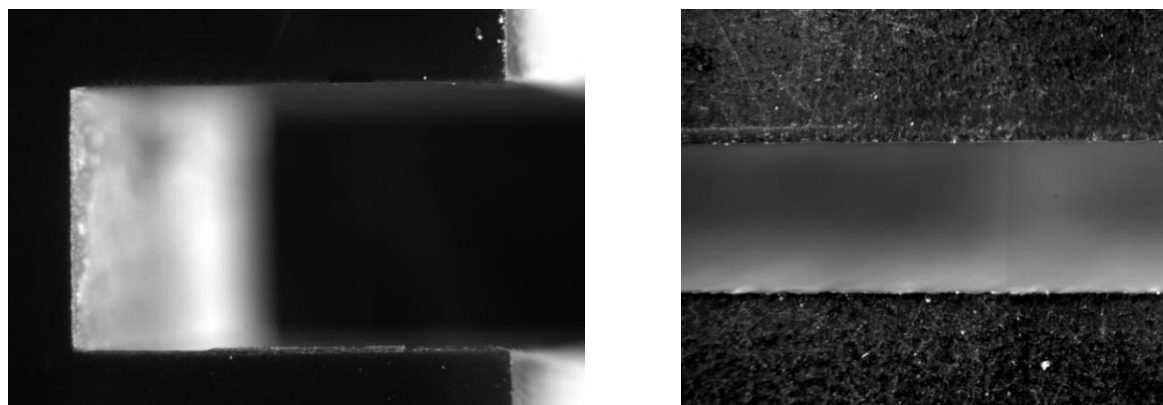
6.4. Dokładność i parametry wydruku

W rozdziale 4.3.5 poruszano zagadnienie niepewności pomiarowej PIV, która w pewien sposób wskazuje na możliwą dokładność pomiarową. Jeszcze większe znaczenie dla otrzymywanych wyników ma dokładność wydruku, a ta jest możliwa do określenia. Wykonując pomiary PIV w przewodach zamkniętych, wykorzystuje się pewne założenia związane z geometrią i strumieniem przepływającego płynu. Nawet niewielka, kilkuprocentowa zmiana średnicy geometrii znacząco wpływa na wartości mierzone, które służą później do walidacji wartości symulacji matematycznych.

Producent drukarki deklaruje dokładność pozycjonowania skupionej wiązki laserowej rzędu $25\text{ }\mu\text{m}$, jak również wysokość pojedynczej warstwy na tym samym poziomie – $25\text{ }\mu\text{m}$. Oznacza to jednak potencjalną możliwość występowania przesunięcia warstwa po warstwie sięgającego nawet $25\text{ }\mu\text{m}$. Pierwszym etapem jest przeprowadzenie auto kalibracji drukarki po dostawie. Natomiast precyzyjne określenie odchyłeń i korekcja drukarki zostały opisane przez producenta jako procedura *Fit Tuning Test*. Jest ona dokładnie opisana przez producenta, łącznie z udostępnieniem plików do pobrania. Po wykonaniu takiej korekcji przeprowadzono test niedokładności wydruku. Wydrukowano „grzebień” z coraz węższymi szczelinami pomiędzy wypustkami, dochodząc do wartości granicznej (rysunek 6.4). Test taki został zaproponowany przez zespół Ho w pracy z 2019 roku [36]. Następnie rezultat druku został zmierzony narzędziami optycznymi (z wykorzystaniem skalibrowanej kamery). Efekty zostały przedstawione w tabeli 6.1 [44], a przykładowy obraz z testów – na rysunku 6.5. Łatwo zauważyć, że wszystkie zmierzone wartości są mniejsze niż zaprojektowane, co może skłaniać do podjęcia próby zmniejszenia tej rozbieżności. Jednakże są to wartości nie gorsze niż 5% dla wartości powyżej $0,5\text{ mm}$, a mniejsze szczeliny nie były rozpatrywane.



Rysunek 6.4. Projekt „grzebienia” do weryfikacji dokładności wydruku z malejącą szerokością szczeliny



Rysunek 6.5 Widok na wydruk szczelin według rysunku 6.4. Po lewej widok boczny na szczelinę 3mm, powierzchnia przygotowana do pomiarów, po prawej szczelina 1mm, widok z góry, powierzchnia przed obróbką zgodną z opisem w rozdziale 6.6.2.

Tabela 6.1. Zestawienie wymiarów wydruku 3D ze zmierzonymi wartościami wraz z podaniem niepewności pomiarowej

Wymiar szczeliny zaprojektowanej [mm]	Zmierzona wartość szczeliny [mm]	Procentowe odchylenie [%]	Niepewność pomiarowa [mm]
5,000	4,960	0,8	$\pm 0,006$
4,000	3,980	0,5	$\pm 0,006$
3,000	2,920	2,7	$\pm 0,006$
2,000	1,970	1,5	$\pm 0,006$
1,000	0,975	2,5	$\pm 0,003$
0,500	0,480	4	$\pm 0,003$
0,250	0,220	12	$\pm 0,003$
0,100	-	-	-

Dodatkowo można zauważyć, że w większości przypadków rozbieżność wartości zadanych i otrzymywanych jest nie większa niż $30\ \mu\text{m}$, przy niepewności pomiarowej równej $\pm 6\ \mu\text{m}$. Niepewność pomiarowa wynika z wielkości pojedynczego piksela kamery przy odczycie wartości szerokości szczeliny i występują dwa zakresy ze względu na wykorzystanie dwóch powiększeń układu optycznego. W przypadku szczeliny $100\ \mu\text{m}$ wydruk okazał się nieudany, stąd brak odczytu wartości zmierzonych. Porównując wartości z podanymi przez Ho [36], należy stwierdzić, że rezultaty są zdecydowanie lepsze, ponadto zostały osiągnięte szczeliny poniżej 1 mm, co wcześniej okazało się być niemożliwe. Ze względu na powtarzający się charakter różnic w druku – zastosowano poprawkę projektową, zwiększając każdy wymiar drukowanych geometrii o $30\ \mu\text{m}$ [44].

Dopiero aktualizacja programu drukarki pozwoliła na wprowadzenie korekcji na stałe do jej ustawień. Ponowiono test ze zmienioną geometrią testową, zagęszczając kroki przy wymiarze szczeliny $> 500\ \mu\text{m}$.

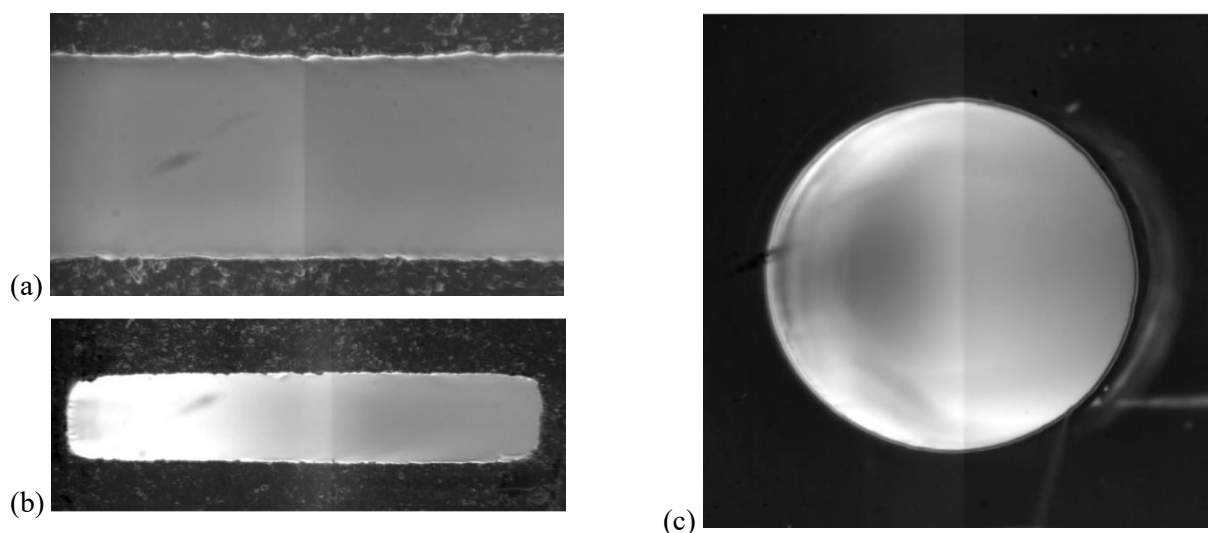
Kilkukrotne korekty doprowadziły do otrzymania optymalnej dokładności wydruku. Tym razem testy wykonywano zarówno na żywicy Clear jak i BioMed Elastic. W tabeli 6.2 zawarto rezultaty pomiaru dokładności dla żywicy elastycznej.

Jak widać tabeli 6.2, nawet dla wartości poniżej 1 mm niedokładność wydruku nie przekracza 3% dla żywicy twardej i 6% dla żywicy elastycznej.

Tabela 6.2. Zestawienie wymiarów wydruku 3D ze zmierzonymi wartościami wraz z podaniem niepewności pomiarowej dla dwóch typów żywicy po kilkakrotnych korektach kalibracyjnych

Wymiar szczeliny zaprojektowanej [mm]	Zmierzona wartość szczeliny [mm]	Procentowe odchylenie [%]	Rodzaj żywicy
4,000	3,988	0,3	BioMed Elastic
2,000	1,924	3,8	BioMed Elastic
0,900	0,846	6,0	BioMed Elastic
4,000	3,967	0,8	Clear
2,000	1,975	1,2	Clear
0,900	0,879	2,3	Clear
0,800	0,808	1,0	Clear
0,700	0,716	2,3	Clear

Na rysunku 6.6 przedstawiono obrazy dla każdej z użytych żywic. W przypadku obrazów 6.6b i 6.6c były to zamknięte geometrie prostopadłościanu oraz koła. Obrazy jak na rysunku 6.6a posłużyły do wyznaczenia chropowatości wydruku dla różnych szerokości szczelin. Dla żywicy *Clear* chropowatość wyniosła $\pm 10 \mu m$, natomiast dla żywicy BioMed Elastic dokładność wydruku była nieco niższa, natomiast chropowatość znacznie lepsza niż $\pm 10 \mu m$.



Rysunek 6.6. Obraz szczeliny wydruku żywicą twardą Clear (a–b) oraz elastyczną BioMed Elastic (c)

6.5 Współczynnik załamania światła

Planowanie pomiarów PIV w układach zamkniętych z nieregularną geometrią, np. geometria naczyń krwionośnych, wymaga znajomości pojęcia współczynnika załamania światła RI (ang. *refractive index*). Zjawisko załamania promieni światła występuje w momencie jego przejścia z jednego ośrodka do drugiego, któremu towarzyszy zmiana kierunku rozchodzenia się światła na granicy faz na skutek zmiany prędkości światła. Opisuje to prawo załamania światła (prawo Snelliusa), wyrażone równaniem (6.1):

$$\frac{\sin \alpha}{\sin \beta} = \frac{v_1}{v_2} \quad (6.1)$$

Stosunek sinusa kąta padania, do sinusa kąta załamania jest dla danych ośrodków stały i równy stosunkowi prędkości fali w ośrodku pierwszym do prędkości fali w ośrodku drugim. Kąty padania i załamania leżą w tej samej płaszczyźnie [135].

Inną postacią tego prawa może być opis bezwzględnego współczynnika załamania światła n_x , który jest stosunkiem prędkości światła w próżni c do prędkości światła w badanym ośrodku v :

$$n_x = \frac{c}{v} \quad (6.2)$$

Wprowadzając pojęcie względnego współczynnika załamania światła $n_{1,2}$, wyznaczanego ze współczynnika załamania ośrodka, do którego wchodzi światło n_2 , względem ośrodka, z którego pochodzi światło n_1 , i przekształcając do postaci zależności kątowej, otrzymujemy:

$$n_{1,2} = \frac{n_2}{n_1} \quad (6.3)$$

$$n_{1,2} = \frac{\sin \alpha}{\sin \beta} \quad (6.4)$$

W przypadku pracy z systemami obrazowymi należy brać pod uwagę możliwe zniekształcenia obrazów opisane w rozdziale 4.3.2.2, ale w pomiarach geometrii zamkniętych największe źródło zniekształcenia obrazów wynika z prawa załamania światła. W układzie dwóch ośrodków, w którym kamera znajduje się w jednym z nich, natomiast obszar badany w drugim ośrodku, pomiar jest możliwy jedynie, jeśli powierzchnia, przez którą promienie przechodzą między ośrodkami, jest płaska. Promienie, które docierają do kamery w przypadku przegrody płaskiej, pochodzą z płaskiej płaszczyzny, w wypadku PIV oświetlanej nożem świetlnym. Jeśli jednak mamy do czynienia z zakrzywioną powierzchnią, obraz zbierany jest

z promieni przechodzących pod różnymi kątami, w wyniku czego otrzymujemy zniekształcony obraz rejestrowany przez kamerę.

W pomiarach PIV z wykorzystaniem druku 3D do wytwarzania modeli układu krwionośnego zawsze występuje przejście światła pomiędzy trzema ośrodkami, którymi są:

- wnętrze geometrii, gdzie odbywa się ruch płynu z posiewem;
- ścianki geometrii, wewnątrz której odbywa się ten przepływ;
- powietrze, gdzie znajduje się aparatura pomiarowa.

Aby pomiar PIV był możliwy, muszą być spełnione następujące warunki:

- współczynnik załamania światła materiału, z którego wykonany jest druk 3D RI_{druk} , musi być równy lub prawie równy współczynnikowi załamania światła badanej cieczy $RI_{płyn}$:

$$RI_{druk} \approx RI_{płyn} \quad (6.5)$$

- ścianka zewnętrzna badanej geometrii musi być ścianką płaską.

Sposobowi przygotowania geometrii do pomiarów poświęcono cały rozdział 6.6. Natomiast spełnienie warunku współczynnika załamania światła zależne jest od przygotowania odpowiedniego płynu, opisanego dokładnie w rozdziale 6.7. Aby jednak było możliwe przygotowanie odpowiedniego płynu, należy określić wartość współczynnika załamania światła dla wydruku, do którego będzie dobierany płyn.

Popularnym narzędziem pozwalającym na pomiar współczynnika załamania światła zarówno cieczy, jak i ciał stałych jest refraktometr Abbego, skonstruowany w 1874 roku przez niemieckiego fizyka Ernsta Abbego. W działaniu wykorzystuje on metodę Wollanstonea–Kohlrauscha oraz prawo Snelliusa do wyznaczenia wartości kąta granicznego, która przyjmuje postać:

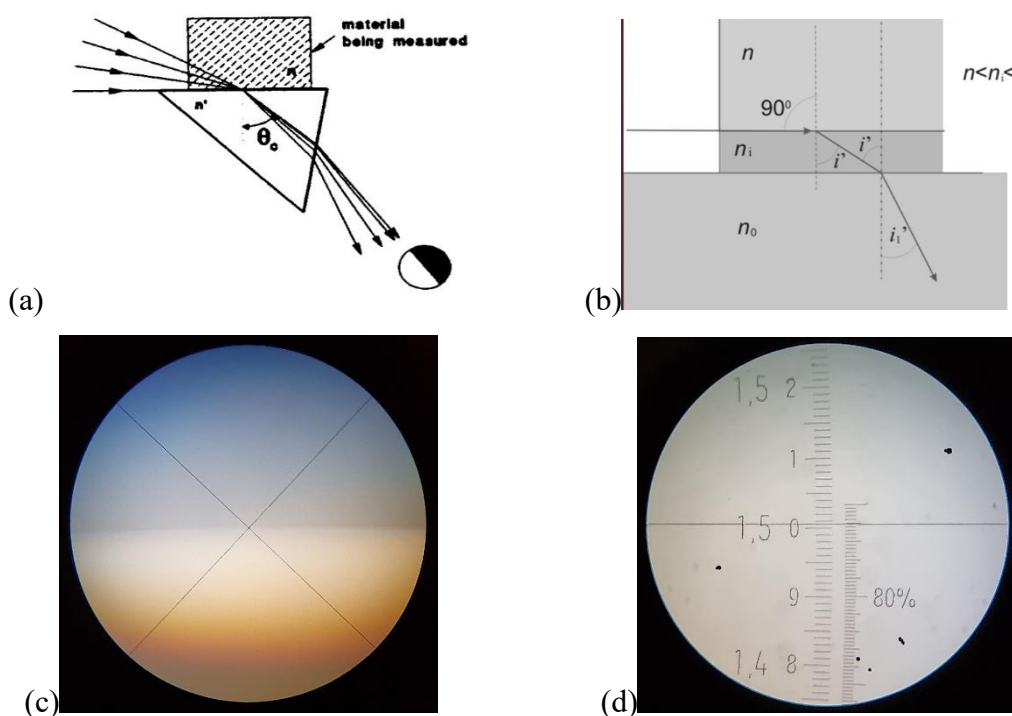
$$RI_{pryz} \cdot \sin \alpha_{gr} = RI_{druk} \cdot \sin \beta(90^\circ) \quad (6.6)$$

Równanie (6.6) wskazuje, że do określenia współczynnika załamania światła RI_{druk} należy odnaleźć wartość kąta granicznego α_{gr} dla którego kąt β wynosi 90° i sinus kąta β przyjmuje wartość 1. Kąt α_{gr} w refraktrometrze Abbego odnajduje się poprzez okular, wewnątrz którego znajduje się punkt określający, gdzie powinna znajdować się granica części oświetlonej i zaciemnionej. Rysunek 6.7 prezentuje schematyczny bieg promieni przez próbkę i pryzmat do okularu (a) oraz przykładowe zdjęcie z pomiarów próbki druku 3D (c). Zmieniając kąt położenia pryzmatu względem okularu, zmieniamy miejsce granicy oświetlenia. Po ustawieniu

granicy światła, wskazującej na położenie kąta granicznego, w miejscu przecięcia linii wskaźnikowych wartość kąta α_{gr} można odczytać ze skali.

W spektrometrach Abbego skalę kąta α_{gr} zamieniono na przeliczoną wartość RI_{druk} , która wynika z kąta α_{gr} oraz znanej wartości współczynnika załamania światła pryzmatu RI_{pryz} (rysunek 6.7 d). Do prawidłowego pomiaru konieczna jest gładka i płaska powierzchnia badanej próbki oraz zastosowanie cieczy immersyjnej, która zniweluje ryzyko powstania warstwy powietrza pomiędzy próbką a pryzmatem. Prawidłowo dobrana ciecz będzie miała współczynnik załamania światła RI_{im} spełniający warunek $RI_{druk} < RI_{im} < RI_{pryz}$. Zastosowanie tej zasady zachowa zależność (rysunek 6.7 b):

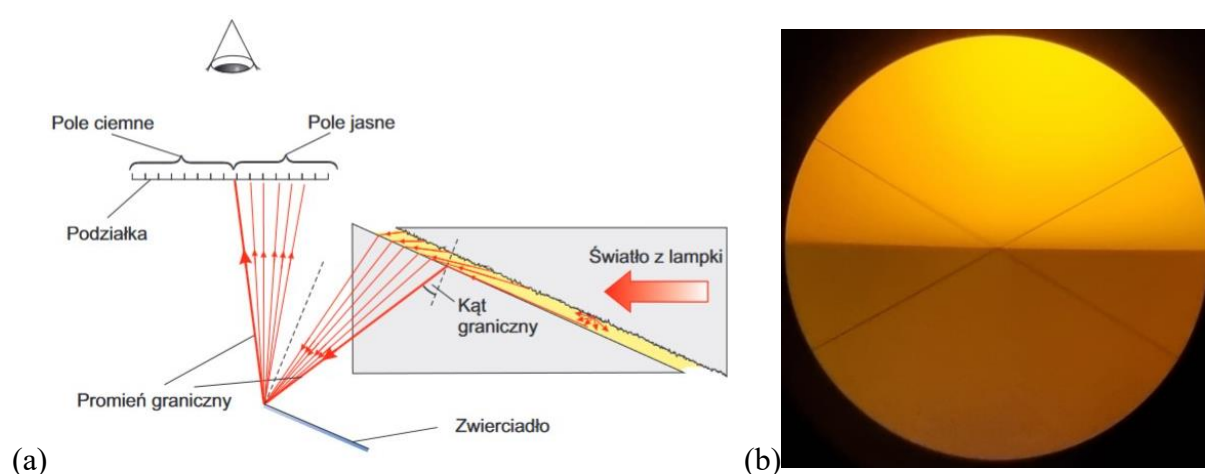
$$RI_{druk} = RI_{im} \cdot \sin \beta = RI_{pryz} \cdot \sin \alpha_{gr} \quad (6.7)$$



Rysunek 6.7. Bieg promieni przez badaną próbkę ciała stałego refraktometrem Abbego z wyróżnieniem promienia kąta granicznego (a), szczegółowy schemat przebiegu światła z uwzględnieniem cieczy immersyjnej (b), zdjęcie z pomiaru RI_{druk} (c) z odczytem wartości (d)

W przypadku pomiarów RI cieczy głównymi elementami refraktometru są dwa pryzmaty wykonane ze szkła o dużym współczynniku załamania światła. Rysunek 6.8 ilustruje sposób odczytu wartości $RI_{płyn}$. W pierwszym kroku badana ciecz jest umieszczana na wypolerowanej ścianie pryzmatu pomiarowego (dolnego) i jest dociskana pryzmatem oświetlającym (górnym), z pozostawieniem cienkiej ($< 1\text{ mm}$) warstwy płynu pomiędzy

pryzmatami. W tym układzie pryzmat pomiarowy jest tym samym pryzmatem, jaki jest wykorzystywany przy pomiarze próbek ciała stałego. Ścianka pryzmatu górnego stykająca się z cieczą jest silnie zmatowiona, aby światło oświetlające płyn było rozproszone. Po przejściu przez warstwę cieczy światło dochodzi do pryzmatu pomiarowego, gdzie na granicy faz promienie ulegają załamaniu. Promienie, które stanowią granicę pomiędzy światłem odbitym a światłem załamanym, wyznaczają kąt graniczny. Rysunek 6.8a prezentuje bieg promieni granicznych, które w dalszym etapie oświetlają skalę refraktometru, dzieląc ją na część oświetloną i zaciemnioną. Odczyt wartości $RI_{płyn}$ jest dokonywany w ten sam sposób co przy odczytywaniu $RI_{pryz.$ Rysunek 6.8b przedstawia zdjęcie jednego z takich pomiarów. Widoczna jest znaczna różnica kontrastu w porównaniu z rysunkiem 6.7c.



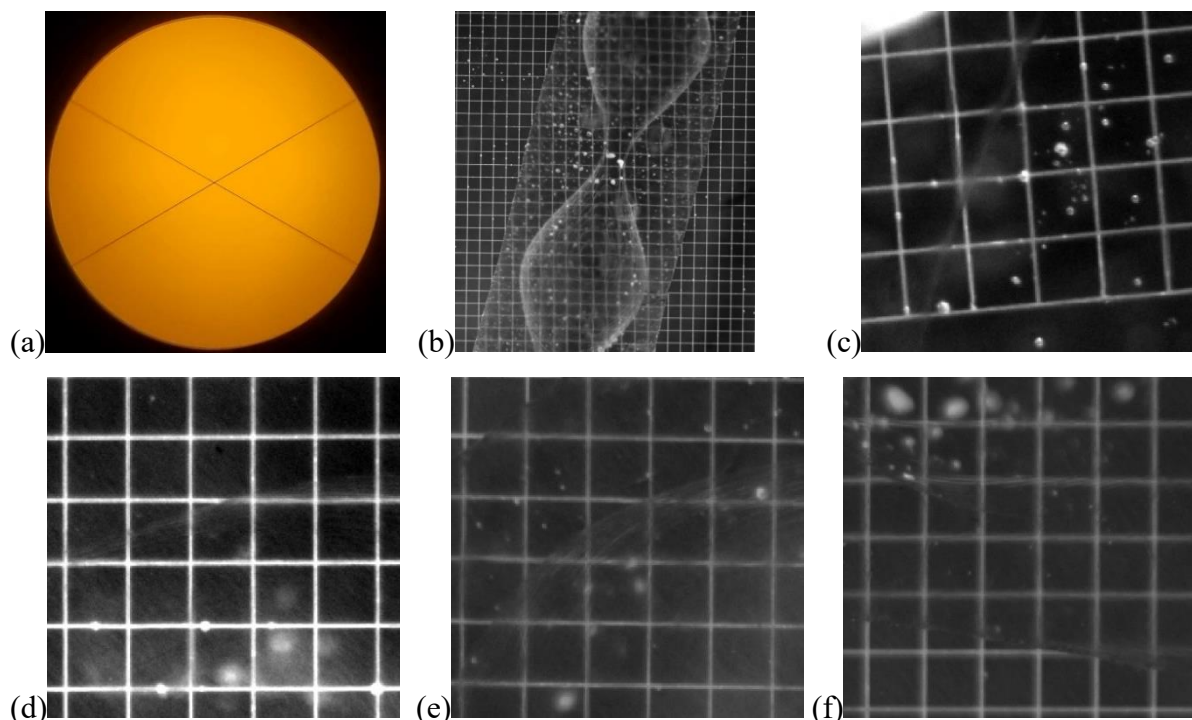
Rysunek 6.8. Bieg promieni światła od źródła przez pryzmat oświetlający, warstwę badanej cieczy, pryzmat pomiarowy do skali odczytu wartości refraktometru (a) oraz przykładowe zdjęcie z pomiaru współczynnika załamania światła cieczy (b)

Jak widać na rysunku 6.7d współczynnik załamania światła $RI_{druk} \approx 1,505$. Pomiary dokonywano na refraktrometrze Carl Zeiss Abbe Refractometer Type G. Dalsze pomiary dla pozostałych materiałów oraz płynów przeprowadzane były już na refraktrometrze Abbego Atago DR-A1 plus. Jak już wspomniano, wartość współczynnika załamania światła druku 3D zależy w niewielkim stopniu od procesu druku, jednakże każda drukowana geometria powinna mieć weryfikacyjnie mierzony współczynnik RI_{druk} .

Generalnie pomiary współczynnika załamania światła cieczy są łatwiejsze niż ciał stałych. Jeśli próbka ciała stałego nie ma gładkiej i płaskiej powierzchni, to granica odczytu jest trudna do odnalezienia. W przypadku pomiarów wydruku elastycznego nie ma możliwości uzyskania gładkiej powierzchni poprzez polerowanie. Użycie narzędzi tnących tylko częściowo pomaga w pomiarze $RI_{druk,elastyczny}$. Sytuację taką przedstawiono na rysunku 6.9a. Odczyt

precyzyjnej wartości jest praktycznie niemożliwy. W takim wypadku pozostaje odczyt pośredni, zaproponowany i zastosowany w artykule [45].

W pierwszym kroku należy przygotować element elastycznego druku 3D, który swoim kształtem może wprowadzić znaczne zniekształcenia obrazu. W tym przypadku zastosowano kształt klepsydry przeciętej wzdłuż jej osi. Następnie do małego naczynia wstawiono płytkę wzorcową z wygrawerowaną siatką na powierzchni skierowanej do góry. Do tej powierzchni przymocowano druk 3D połówki klepsydry, a całość zalano cieczą o znanym współczynniku załamania światła tak, aby ciecz dostała się do wnętrza zaokrągleń druku oraz zakryła całość badanego elementu. Taka próbka została sfotografowana z ustawieniem ostrości na siatce płytki wzorcowej. Rysunek 6.9b przedstawia geometrię zalaną mieszaniną woda–gliceryna ($RI \sim 1,395$) dla łatwiejszego przedstawienia efektu zniekształcenia. W idealnie dopasowanej współczynnikiem załamania światła cieczy ścianki klepsydry nie powinny zniekształcać obrazu rejestrowanego kamerą. Dla precyzyjnego określenia wartości $RI_{druk_elastyczny}$ należy przygotować szereg cieczy o różnym współczynniku załamania światła i wykonać zdjęcia badanej próbki w każdej z cieczy. Przygotowane ciecze powinny mieć współczynnik $RI_{płyn}$ o wartościach w zakresie od poniżej $RI_{druk_elastyczny}$ do powyżej tej wartości.



Rysunek 6.9. Obraz widoczny przy próbie pomiaru współczynnika załamania światła elastycznego druku 3D przy użyciu refraktometru Abbego (a), kształt próbki elastycznego druku 3D będącej w cieczy o $RI = 1,3950$ (b), próbka w cieczy o $RI = 1,4700$ (c), próbka w cieczy o $RI = 1,4730$ z najlepszym dopasowaniem (d), próbka w cieczy o $RI = 1,4741$ (e), próbka w cieczy o $RI = 1,4785$ (f)

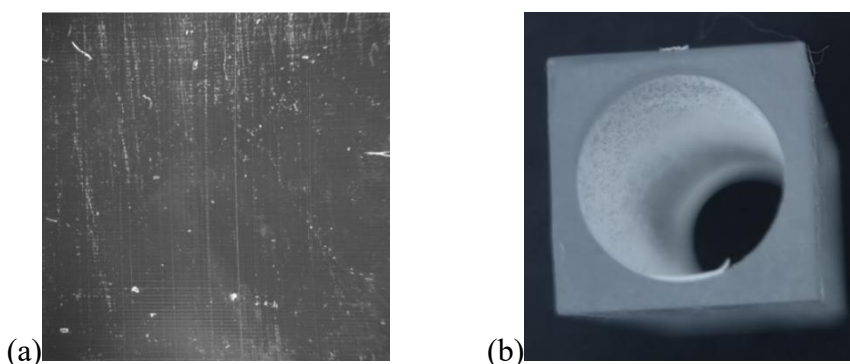
W ostatnim kroku, porównując kolejne zdjęcia stale zwiększającego się (lub zmniejszającego się) współczynnika złamania światła, będzie można dostrzec przejście: zniekształcenia → brak zniekształceń → zniekształcenia. Dodatkowo możliwe jest określenie szerokości linii siatki w miejscu występowania zniekształceń przy niedopasowanym RI , która będzie tym węższa, im bardziej będzie spełniony warunek $RI_{płyn} \cong RI_{druk_elastyczny}$. Na rysunku 6.9b–f zaprezentowano kilka z szeregu przygotowanych roztworów (11 roztworów).

Pomiar pośredni wskazał na wartość $RI_{druk_elastyczny} = 1,4730 \pm 0,0020$ i taka została przyjęta do dalszych badań.

6.6. Dostosowanie fantomu do pomiarów 2D PIV i Stereo PIV

Druk 3D jest wykorzystywany w pomiarach anemometrii obrazowej od kilku lat. Ma on swoje zasadnicze zalety i jest stale rozwijaną technologią. W publikacjach brak jest jednak dokładnego sposobu przygotowania całego pomiaru, włącznie ze sposobem dostosowania wydruku do pomiarów PIV. W szczególności rzadkie są pomiary, w których wyznaczane są więcej niż dwie składowe wektora prędkości. Do czasu pisania tej pracy nie odnaleziono publikacji, w której do pomiarów 2D3C PIV w skali mikro wykorzystano kanały drukowane.

Na rysunku 6.10 pokazano powierzchnię geometrii wydrukowanej w najwyższej rozdzielczości przy wykorzystaniu drukarki LFS Form 3B+ firmy Formlabs z żywicy Clear Resin v4. Struktura zewnętrzna na rysunku 6.10a została przedstawiona w powiększeniu dla ukazania jej chropowatości. Według pomiarów optycznych chropowatość jest na poziomie $20\ \mu m$, co jest zgodne z założeniami wynikającymi z parametrów deklarowanych przez producenta. Obraz na rysunku 6.10b pokazuje strukturę ścianki wewnętrznej przy tych samych parametrach pracy drukarki.

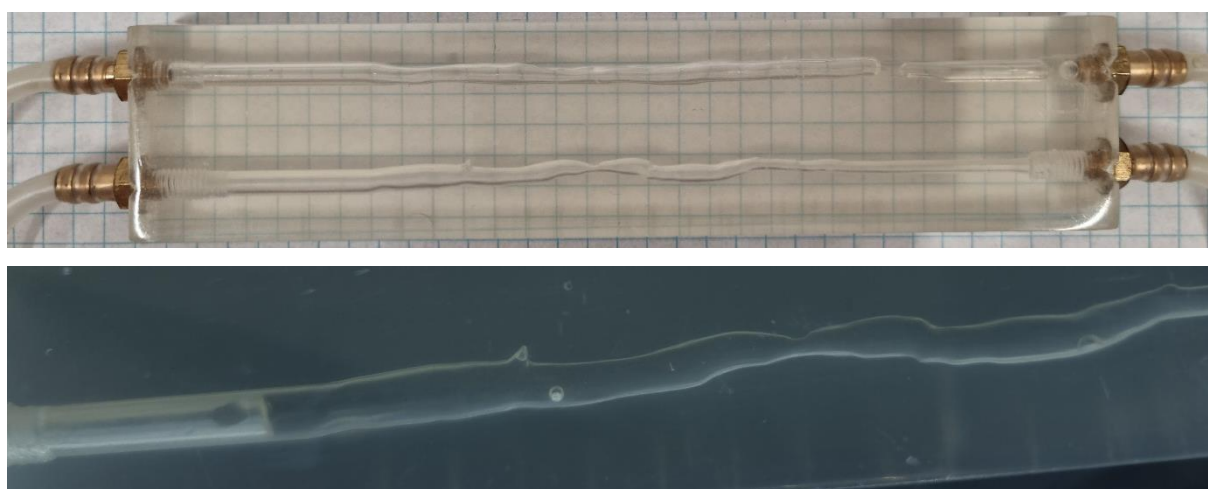


Rysunek 6.10. Nieobrobiony rezultat druku 3D, w powiększeniu ścianka zewnętrzna (a) i ścianka wewnętrzna cylindra o średnicy 4mm (b)

Opracowanie odpowiedniej metodyki odbywało się etapami, a każdy z etapów był odpowiednio dopracowywany i przetestowany.

6.6.1. Powłoka lakierowa

Po dokonaniu wyboru technologii druku, producenta i typu drukarki, pierwsze testy wykonywane były na próbkach zamawianych. W takim przypadku w dużej mierze obróbką powierzchni elementów wydrukowanych zajmował się dostawca.



Rysunek 6.11. Zdjęcie górne – cały element wydrukowany na zlecenie, zdjęcie dolne przedstawia zbliżenie na geometrię wykorzystaną do publikacji. Kanał zalany wodą dla łatwiejszej wizualizacji

Rysunek 6.11 przedstawia zdjęcia modelu żywicy Clear Resin v4, który posłużył do pomiarów wykorzystanych do publikacji [5]. Przebieg eksperymentu oraz wyniki zostały opisane i przedstawione w rozdziale 7.1.1.

Obiekt po wydrukowaniu został poddany wstępnej obróbce papierem ściernym, dla zmniejszenia chropowatości oraz usunięcia wypustek. Taka obróbka kończyła się na papierze o gradacji około P12000. Następnie w celu ochrony przed naturalnym promieniowaniem UV, które powodowało żółknięcie wydruku, nałożono powłokę lakierową. Producent zaleca lakiery akrylowo-uretanowe, jak np. SprayMax 2K, który jest bezbarwny i o wysokim połysku.

Element przygotowany w ten sposób posiada gładką i błyszczącą powierzchnię, dużą przejrzystość oraz odporność na warunki zewnętrzne, takie jak zadrapanie. Dodając powłokę należy wziąć pod uwagę jej współczynnik załamania światła. Dla elementów akrylowych $RI_{akryl} \sim 1,49$. Jest to wartość bliska $RI_{ClearResin} \approx 1,505$, jednakże ze względu na mikro chropowatość na styku lakieru z drukiem może występować delikatne rozmycie obrazu,

którego nie będzie się dało już skorygować. Aby rozwiązać ten problem, konieczne jest polerowanie wydruku elementami ściernymi o tak wysokiej gradacji.

Dla uzyskania gładkiej powierzchni możliwe jest również nałożenie cienkiej warstwy żywicy, z której powstał wydruk. To jednak proces trudny w aplikacji, którego głównym wyzwaniem jest nałożenie idealnie płaskiej warstwy na całej powierzchni. Jest to wymagane, aby nie występowały zniekształcenia obrazu przy przejściu światła przez zakrzywioną ściankę. Dodatkowo taką powłokę należy utwardzić poprzez długotrwałe promieniowanie UV, w trakcie którego nawet pyłki zawieszone w powietrzu mogą opaść i zostać przyklejone, zanim żywica stwardnieje. Testy tej metody nie dawały satysfakcjonujących rezultatów.

6.6.2. Polerowanie

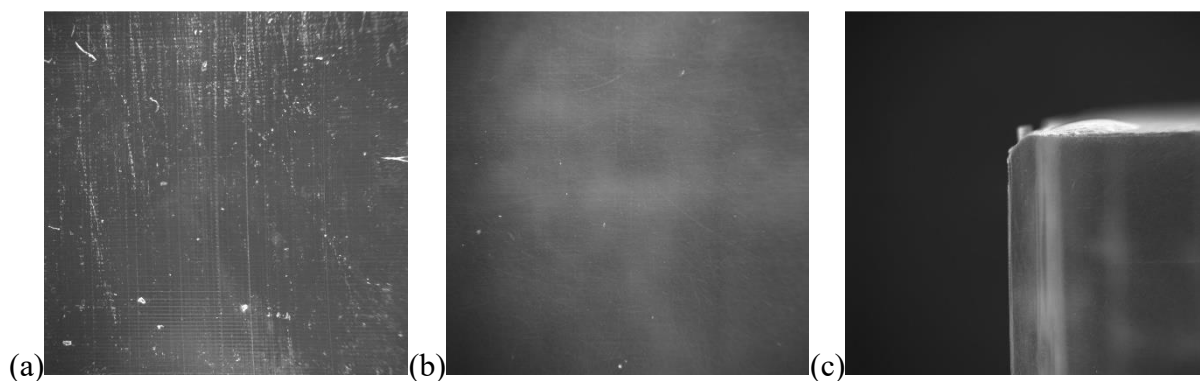
Kolejnym etapem w rozwoju metodyki były samodzielne testy druku, sprawdzenie i dobranie odpowiednich parametrów pracy drukarki. Następnie przeprowadzono szereg testów ścierania i polerowania do uzyskania najlepszej możliwej warstwy zewnętrznej, jak i wewnętrznej.

W przypadku stosowania drukarek typu *inkjet* istotne było prawidłowe usytuowanie drukowanego modelu dla uzyskania odpowiedniej struktury i przejrzystości materiału. W przypadku druku w technologii SLA orientacja druku nie ma znaczenia dla struktury wewnętrznej materiału. Jednakże ze względu na parametry drukarki najlepszą fakturę ścianek uzyskiwano przy zachowaniu pionowej orientacji druku, czyli oś kanału była prostopadła do platformy drukarki. Wyzwaniem okazało się wykonanie polerowania druku do uzyskania idealnej powierzchni. Dla przypomnienia:

- efektem docelowym jest ścianka płaska, czyli wszelkie zniekształcenia powierzchni wynikające z lokalnego głębszego zeszlifowania są dla pomiarów anemometrią obrazową niekorzystne, również te na krawędziach wydruku, łatwo powstające przy nierównomiernym docisku;
- efekt końcowy powinien charakteryzować się gładką, błyszczącą powierzchnią, bez widocznych zarysowań.

Polerowanie ręczne, mimo że najbardziej pracochłonne i czasochłonne, dawało najlepsze rezultaty. Testowane było szlifowanie przy użyciu szlifierek obrotowych, oscylacyjnych czy taśmowych, ale nie do każdej możliwe było dobranie odpowiedniego podkładu i papieru

ściernego, które dawałoby twarde i sztywne podłoże, a bez tego nie było możliwe uzyskanie jednorodnego docisku i bardzo szybko powstawały lokalne zagłębienia. Również przy takim polerowaniu łatwo było o zniszczenie dotychczasowej pracy w wyniku pojawienia się rysy głębszej, niż dana gradacja papieru jest w stanie zetrzeć. Najczęściej pojawiało się przypadkowe ziarno przy niedostatecznie dobrze oczyszczonym materiale ściernym lub też w wyniku najechania krawędzią papieru na czyszczoną powierzchnię. Przy czyszczeniu ręcznym każde tego typu zarysowanie jest szybko zauważalne lub wyczuwalne. Rysunek 6.12 pokazuje powierzchnie druku 3D po różnych etapach szlifowania. Ogólne zasady doboru gradacji wskazują na maksymalny krok kolejnego papieru równy podwojeniu wartości aktualnie używanego. Z drugiej strony producent drukarki zaleca stosowanie papieru o gradacji od P400 do P12000 z krokiem co 200. Oznaczałoby to blisko 60 kolejnych gradacji koniecznych do użycia, co byłoby niepraktyczne i zupełnie niepotrzebne. Najoptymalniejszym rozwiązaniem okazało się zastosowanie papierów ściernych zaczynających się od P200 i ich doborze według zasady, że każdy następny papier powinien mieć gradację około 50% drobniejszą. W tym przypadku było to zastosowanie kolejno papierów: P200, P280, P400, P600, P800, P1000, P1500, P2000, P3000, P4000, P6000, P8000. Użycie drobniejszego papieru, typu P12000, nie przynosiło zauważalnych zmian powierzchni. W ostatnim kroku możliwe jest zastosowanie pasty polerskiej P8000 lub P9000, która doda połysku przygotowanej powierzchni.



Rysunek 6.12. Obraz powierzchni elementu wydrukowanego z żywicy Clear: nieoszlifowanej (a), zmatowionej po zastosowaniu papieru ściernego o średniej gradacji (b) oraz rezultat polerowania papierem ściernym o gradacji P8000 [44]

Aby mieć pewność, że powierzchnia została odpowiednio zeszlifowana daną gradacją, należy w trakcie polerowania wykonywać ruchy posuwiste, zmieniając kierunek ruchu na prostopadły względem kierunku stosowania poprzedniego materiału ściernego. W ten sposób możliwe jest kontrolowanie, czy zostały zeszlifowane wszystkie zagłębienia powstałe przy

poprzednio zastosowanym ścierniwie. Taki sposób postępowania został wykorzystany w przypadku publikacji [44], której rezultaty zostały zaprezentowane w rozdziale 7.1.2.

Ponieważ tak przygotowana powierzchnia zewnętrzna elementu wydrukowanego wykazywała wysoką gładkość oraz przejrzystość, nie było przesłanek dla nakładania powłoki lakieru, a co za tym idzie – zredukowano liczbę koniecznych procesów oraz koszt przygotowania całości.

Jakiegokolwiek prace mechaniczne przy obróbce ścianki wewnętrznej wydrukowanego kanału są jednak niemożliwe. Zastosowanie szkiełkowania czy przepływu płynem ściierającym w skomplikowanej geometrii, jaką jest fantom elementu naczyń krwionośnych, jest niemożliwe, ponieważ nie ma kontroli stopnia ścierania w newralgicznych punktach, jak np. przed i za przewężeniem. Innym możliwym sposobem poprawy jakości ścianki wewnętrznej jest nałożenie cienkiej warstwy żywicy lub innego polimeru, a następnie jej utwardzenie. Rysunek 6.13 pokazuje rezultat takiego zabiegu. Obok siebie postawione są dwa identyczne prostopadłościany z cylindrycznym wycięciem przez całą ich wysokość.



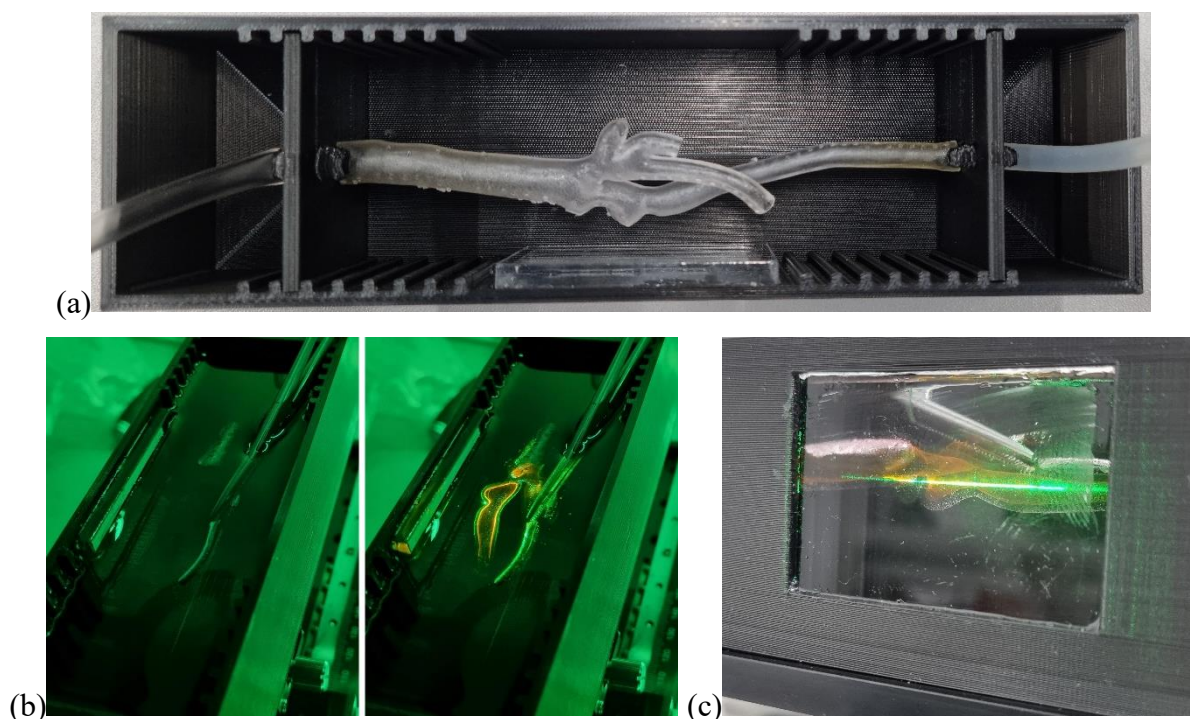
Rysunek 6.13. Porównanie poprawy jakości wizualnej ścianki wewnętrznej drukowanej geometrii przy nałożeniu warstwy polimeru PDMS (b) ze ścianką bez modyfikacji (a)

Ściankę jednego z nich pokryto cienką warstwą polimeru PDMS (ang. *polydimethylsiloxane*) co łatwo zauważyć. Polimer ten został wybrany ze względu na swoje właściwości fizyczne, jak transparentność i obojętność na promieniowanie laserowe 532nm. Jest również tanim polimerem, który umożliwia nałożenie bardzo cienkiej warstwy na powierzchni wydruku. Kolejne testy nie wykazały jednak zmian w wynikach eksperymentalnych anemometrii obrazowej (usunięcie chropowatości ścianek wewnętrznych), zauważono natomiast minimalne pogorszenie jakości obrazu, ze względu na odmienny współczynnik załamania światła, który wynosi $RI_{PDMS} \sim 1,54$. Opracowano nawet procedurę kontroli grubości nakładanej warstwy, jednak nie została ona wdrożona ze względu na marginalne znaczenie poprawy jakości ścianki wewnętrznej na mierzony ruch płynu.

W późniejszym etapie stwierdzono, że matowość optyczną ścianki zewnętrznej, jak i wewnętrznej najłatwiej jest zredukować, stosując ciecz o dobranym współczynniku załamania światła jako ośrodek dobrze wypełniający wszelkie pory i zagłębienia.

6.6.3. Ciecz immersyjna

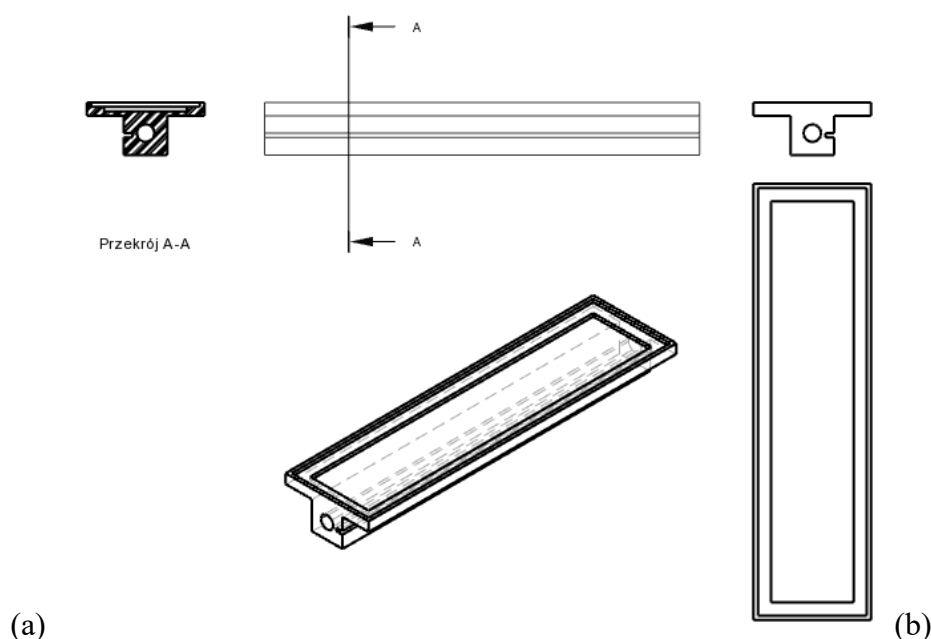
Pojawienie się żywicy BioMed Elastic automatycznie wskazało na dalszy kierunek rozwoju jak również wymusiło opracowanie metodyki pomiarowej PIV pozwalającej na wykorzystanie materiału, który po wydrukowaniu jest matowy i nie ma możliwości spolerowania powierzchni. Rozwiązaniem tej sytuacji może być tylko zbiorniczek, w którym zostanie zamocowana wydrukowana geometria i zalana z każdej strony płynem o identycznym współczynniku załamania światła co materiał, z którego wykonany jest wydruk. Rysunek 6.14 prezentuje jedną z wersji takiego zbiornika. Koncepcja ta została wykorzystana w artykule [45] razem z prezentacją nowej żywicy BioMed Elastic.



Rysunek 6.14. Zbiornik do badań geometrii elastycznych: widok z góry(a), widok z cieczą niwelującą zniekształcenia obrazu oraz zmatowienie powierzchni (b), widok przez okienko laserowe (c)

Zdjęcie 6.14a przedstawia widok z góry na zbiornik, w którym za pomocą dwóch wsuwanych płytek zamocowana jest wydrukowana geometria, a po drugiej stronie każdej płytki znajduje się przewód doprowadzający i odprowadzający ciecz roboczą. Zdjęcie 6.14b pokazuje

ten sam obiekt zanurzony w cieczy o zgodnym współczynniku załamania światła z dodatkowym zdjęciem, gdzie wykorzystano laser i ciecz barwiącą do pokazania geometrii. Zdjęcie 6.14c prezentuje widok boczny zbiornika z zarejestrowanym nożem świetlnym. W trakcie pomiarów zbiornik miał nakładaną przykrywkę ze szkiełkiem mikroskopowym, zapewniającą płaską powierzchnię pomiędzy cieczą a kamerą. Podobną koncepcję zastosowano przy projektowaniu ostatniej wersji geometrii drukowanej z żywicy twardej. Zmiana polegała na zastąpieniu całego procesu szlifowania i polerowania powierzchni ścianki wydruku zbiorniczkiem, który pozwoli na nałożenie cienkiej warstwy cieczy spełniającej warunek równania (6.5) $\{RI_{druk} \approx RI_{płyn}\}$, która zniweluje wszelkie nierówności i chropowatość wydruku, podobnie jak w przypadku materiału elastycznego. Również w tym wypadku na taflę cieczy immersyjnej nakładane było szkiełko mikroskopowe, aby zagwarantować płaską powierzchnię przejścia promieni świetlnych z ośrodka ciekłego do gazowego. Dodatkowo szkło ma współczynnik załamania światła wynoszący $RI_{szkło} = 1,5$, co jest bardzo zbliżoną wartością do $RI_{druk} \approx 1,505$. Rysunek 6.15 prezentuje rzuty projektu nowego typu geometrii oraz zdjęcie wydrukowanego egzemplarza.



Rysunek 6.15. Rysunek techniczny obudowy do pomiarów PIV drukowanych w 3D geometrii układu krwionośnego (a) oraz zdjęcie wydrukowanego egzemplarza

W widoku górnym, jak również w przekroju widoczne jest obramowanie, na którym kładzione jest szkiełko mikroskopowe. Poniżej znajduje się przestrzeń o wysokości $< 1\text{ mm}$ na ciecz wypełniającą powierzchnię pomiędzy górną ścianką wydruku a dolną szkiełka. Szkło jest dociskane do powierzchni obramowania za pomocą uchwytów, które jednocześnie

służą do przymocowania wydruku na stoliku XYZ pod obiektywem kamery. W widoku głównym, jak i w przekroju widoczne jest zagłębienie w bocznej ścianie na wysokości osi kanalika. Górna powierzchnia tego zagłębienia jest drukowana na równi z osią drukowanego modelu dla ułatwienia pozycjonowania kamery na określonej wysokości. Dla lepszej przejrzystości z rysunku usunięto króćce mocujące węże doprowadzające i odprowadzające ciecz z badanego obiektu.

Modyfikacja obudowy drukowanych geometrii układu krwionośnego pozwoliła na uzyskanie najlepszych dotychczas obrazów pod względem zarówno ostrości rejestrowanego sygnału, jak i wyeliminowania wszelkich zniekształceń występujących w poprzednich wariantach występowały. Nie wszystkie wyniki pomiarów anemometrii obrazowej, jak i laserowo indukowanej fluorescencji zostały dotychczas opublikowane, jednak są zaprezentowane w niniejszej pracy w rozdziałach:

- 7.1.3 – żywica twarda Clear i 2D2C μ PIV – artykuł w przygotowaniu;
- 7.1.4 – żywica twarda Clear i 2D2C μ PIV – artykuł wysłany do recenzji;
- 7.1.5 – żywica elastyczna BioMed Elastic i 2D2C μ PIV – część wyników użyta w artykule [45], pozostałe w artykule przygotowywanym;
- 7.2.1 – żywica twarda Clear i PLIF;
- 7.2.2 – żywica elastyczna BioMed Elastic i PLIF.

6.7. Układ przepływowy

6.7.1. Kompozycja i reologia płynu krwiopodobnego

Razem z doбором materiału do druku 3D należy dobrać odpowiedni roztwór do badań. Z założenia cały układ ma imitować ruch krwi w naczyniach układu krwionośnego. Parametry krwi są dobrze znane i opisane w wielu publikacjach, książkach czy podręcznikach [5, 17, 37, 44, 49, 70, 71, 81]. Parametry, z którymi należy porównywać mieszaninę krwiopodobną, przedstawiono w tabeli 6.3. Bazując na wartościach z tabeli, należy dobrać roztwór o lepkości dynamicznej w okolicy $3 - 4 \text{ cP}$ oraz zweryfikować lepkość kinematyczną na podstawie gęstości otrzymanej mieszaniny. Ciecz poza parametrami fizycznymi krwi musi również wykazywać się odpowiednią wartością współczynnika załamania światła, która dla wydruków 3D z żywicy sztywnej wynosiła $RI_{druk} \approx 1,505$, natomiast dla wydruków z żywicy elastycznej $RI_{druk_elastyczny} \approx 1,473$.

Tabela 6.3. Parametry fizyczne krwi ludzkiej

Parametr	Wartość	Jednostka
lepkość kinematyczna	$3,8 \pm 0,09 \cdot 10^{-6}$	m^2/s
lepkość dynamiczna	3 – 45	cP
lepkość dynamiczna w temperaturze 37°C	3 – 4	cP
gęstość	1,050 – 1,066	g/cm^3
kwasowość / zasadowość	7,35 – 7,45	pH

Najpopularniejszym składem cieczy krwiopodobnej wykorzystywanej do pomiarów anemometrii obrazowej jest:

- woda destylowana (H_2O) – jako podstawowy rozpuszczalnik;
- gliceryna ($C_3H_8O_3$) – dla zapewnienia odpowiedniej lepkości (13% wagowo);
- jodek sodu (NaI) – dla otrzymania wysokiego współczynnika załamania światła (57–58% wagowo, odpowiednio dla danego RI);
- tiosiarczan sodu ($Na_2S_2O_2$) – neutralizujący proces utleniania, który przejawia się żółknięciem roztworu (0,05% wagowo).

Należy też zwrócić uwagę na fakt, że krew należy do grupy płynów nienewtonowskich rozrzedzanych ścinaniem [43]. W celu otrzymania płynu nienewtonowskiego dodawana jest guma ksantanowa (łac. *gummi xanthani*). Badania wykazują [62, 71], że dodatek jodku sodu w mieszaninie z gumą ksantanową wpływa również na zmniejszenie lepkości kinematycznej i elastyczności, a przy udziale około 56% wagowych, przybliża tę wartość do wartości cechującej ludzką krew. Jednocześnie użycie soli $NaSCN$ zamiast NaI spowoduje podobny wpływ na elastyczność płynu, jednak lepkość kinematyczna pozostanie w przybliżeniu stała. Tiocyjanian sodu ($NaSCN$) jest solą znacznie lżejszą od jodku sodu, co wpływa na gęstość mieszaniny krwiopodobnej, jednakże dodatek jodku sodu daje wartości bliższe parametrom krwi.

6.7.2. Cząstki posiewu

Użycie cząstek znacznikowych, tzw. posiewu, stanowi warunek konieczny prowadzenia pomiarów. Zazwyczaj są to cząstki mające zadanie rozproszyć światło laserowe, które zarejestrowane przez kamerę przekaże informację o ich pozycji w przestrzeni. W skali mikro

konieczne jest wykorzystanie tzw. cząstek fluorescencyjnych, które absorbują światło laserowe, a następnie emitują światło o przesuniętej długości fali (tzw. przesunięcie Stokesa).

Do mieszaniny wymienionej w poprzednim rozdziale należy jeszcze dodać fluorescencyjne cząstki posiewu w formie zawiesiny w ilości około 0,05% wagowo. Wykorzystywano cząstki PS-FluoRed firmy MicroParticles. Cząstki te wzbudzone światłem o długości 530 nm emitują światło 607 nm. W zależności od stosowanego powiększenia używano cząstek o średniej wielkości 1 μm , 2 μm lub 5 μm ze standardowym odchyleniem nie większym niż 0,1 μm . W początkowych pomiarach wykorzystywane były cząstki FPP-RhB-10. Cząstki te mają średni rozmiar 10 μm , ale z zakresem wielkości $\langle 1 - 20\mu\text{m} \rangle$.

6.7.3. Pompa strzykawkowa

Do prowadzenia pomiarów mechaniki płynów konieczny jest ruch samego płynu. Najczęściej jest to wymuszony przepływ o zadanych parametrach zgodnych z założeniami pomiarowymi. Do pomiarów w modelach naczyń układu krwionośnego zgodnie z literaturą wybrano początkowo pompkę perystaltyczną, jednakże szybko okazało się, że generuje ona pulsacyjny przepływ, który pod pewnymi warunkami powoduje nawet cofnięcie cieczy w kanale. W następnym kroku zastosowano pompkę strzykawkową, która zapewniała stabilne i stałe natężenie przepływu. We wszystkich prezentowanych pomiarach wykorzystywana była pompka Legato 200.

7. Rezultaty

W dalszej części przedstawiono wyniki badań każdego z etapów rozwoju metodyki pomiaru rozkładu pola przepływu PIV i stężeń PLIF w układach wytworzonych z wykorzystaniem druku 3D do badania problemów układu krwionośnego.

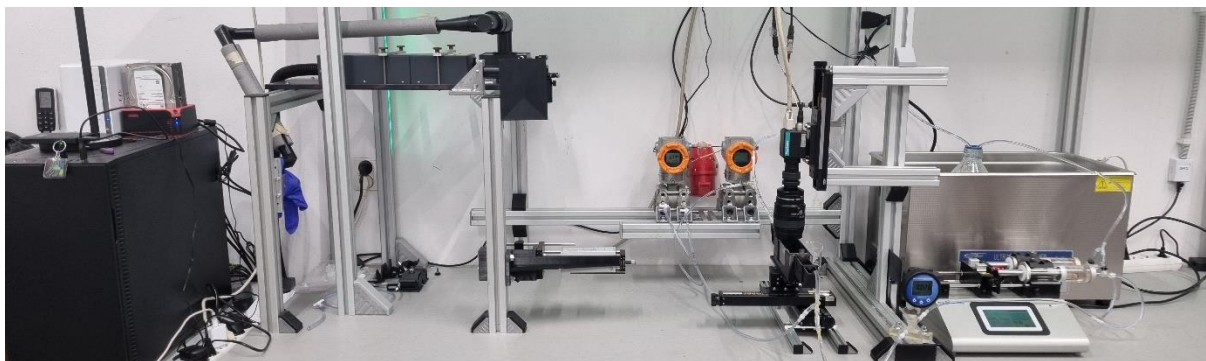
7.1. Wyniki badań laserowej anemometrii obrazowej w mikro-skali

Wszystkie pomiary PIV zostały przeprowadzone z wykorzystaniem aparatury PIV firmy Dantec Dynamics, w której skład wchodzi:

- program pomiarowy Dynamic Studio v7 i v8 zainstalowany na komputerze stacjonarnym ze środowiskiem Windows 10 Professional;
- urządzenie synchronizujące Timer Box o rozdzielczości $12,5\text{ ns}$;
- kamera FlowSense MkII 4M o rozdzielczości 2048×2048 pikseli, rozmiarze pojedynczego piksela $7,4\mu\text{m}$ i maksymalnej częstotliwości pracy $14,8\text{ fps} - 7,4\text{ Hz PIV}$, głębia obrazów 8, 10 i 12 bit;
- obiektyw kamery Nikon 60 mm F2.8 AF Micro wraz z pierścieniami dystansowymi dobieranymi na potrzeby danego eksperymentu;
- laser dwu-impulsowy NewWave Solo III-15 o nominalnej energii w impulsie $2 \times 50\text{ mJ}$ oraz energii zmierzonej $\cong 2 \times 25\text{ mJ}$, czas trwania impulsu laserowego $3 - 5\text{ ns}$, stabilność energii impuls po impulsie $\pm 4\%$ oraz jitter $\pm 1\text{ ns}$;
- układ optyczny doprowadzenia wiązki laserowej składający się z trzech zwierciadeł oraz optyki generowania regulowanego noża świetlnego zestawiony przez firmę Eurotek.

Dodatkowo wykorzystywano pompkę strzykawkową KDS Legato 200 o zakresie pracy od $< 1\text{ ml/min}$ do 312 ml/min , wykorzystując dwie2 szklane strzykawki 100 ml. Do pozycjonowania mierzonego obiektu względem wiązki laserowej oraz obiektywu kamery – stoliki ze śrubą mikrometryczną Standa serii 7T175 o długości 100 mm i 150 mm. W dalszych etapach pracy układ doposażono w manometr Test-Therm z zakresem pomiarowym $0 - 60\text{ kPa}$ oraz dokładnością $0,125\%$ FSO mierzonego zakresu, mierniki różnicy ciśnień Kobold PAD na zakresy $0,15-7,5\text{ kPa}$ oraz $0,075-1,5\text{ kPa}$ z dokładnością odczytu $\pm 0,25\%$. Ponadto do przypadków pomiarów z rozgałęzieniem stosowano przepływomierz Kobolt DPM o zakresie pracy $15 - 300\text{ ml/min}$. Roztwór wykorzystywany podczas pomiarów termostatowano w łaźni Ultrasonic Cleaner serii FSF, stosując ultradźwięki do rozbijania

potencjalnych aglomeratów cząstek posiewu. Rysunek 7.1 przedstawia zdjęcie systemu w wersji zawierającej już wszystkie wymienione komponenty.



Rysunek 7.1. Aparatura pomiarowa PIV wraz z układem przepływowym oraz obiektem badanym

7.1.1. Model nr 1 – model tętnicy ludzkiej pokryty powłoką lakierową

Pierwszy pomiar został przeprowadzony na geometrii wydrukowanej na zamówienie przez firmę zewnętrzną. Rezultaty tych pomiarów zostały opublikowane na początku 2023 roku [5]. Założeniem było, że geometria wydrukowana musi odpowiadać geometrii otrzymywanej w wyniku tomografii komputerowej pacjenta z miażdżycą. Model tętnicy uzyskano w ramach współpracy ze Śląskim Uniwersytetem Medycznym. Model ten utworzono na podstawie danych z tomografii komputerowej serca z kontrastem wykorzystując skaner Somaton Siemens CT, zgodnie ze standardowym protokołem akwizycji. Otrzymane obrazy DICOM zostały wyeksportowane do programu 3D Slicer. Do dalszego przetwarzania wybrano obrazy końcowo rozkurczowe. W pierwszym kroku zastosowano maski objętościowe do wyodrębnienia struktur sercowych. Następnie, przy użyciu lokalnego filtra kontrastu, oddzielono elementy wypełnione kontrastem, jak serce czy tętnice, od pozostałych tkanek. Wyrenderowano model 3D tętnic wieńcowych. Przy użyciu algorytmów wygładzających otrzymano ostateczny kształt tętnicy, który został zapisany w pliku STL do dalszego procedowania. Rysunek 7.2 przedstawia wynik otrzymanej geometrii tętnicy w wersji elektronicznej.



Rysunek 7.2. Widok boczny na tętnicę wieńcową uzyskany za pomocą skanu tomografii komputerowej.

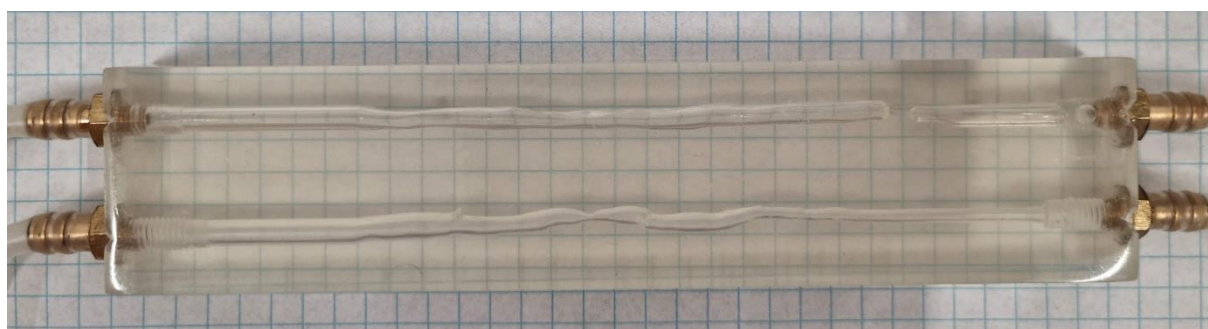
Model tętnicy powstał na podstawie zanonimizowanych danych tomografii komputerowej serca, które znajdowały się w szpitalnej bazie danych. Nie podawano żadnych

szczegółów, które mogłyby prowadzić do identyfikacji podmiotu, nie była więc wymagana świadoma zgoda na użycie tych danych.

Wybrana geometria ma średnicę 4,2 mm i długość blisko 100 mm. Otrzymany model STL został wydrukowany na drukarce Formlabs Form3 o następujących parametrach druku:

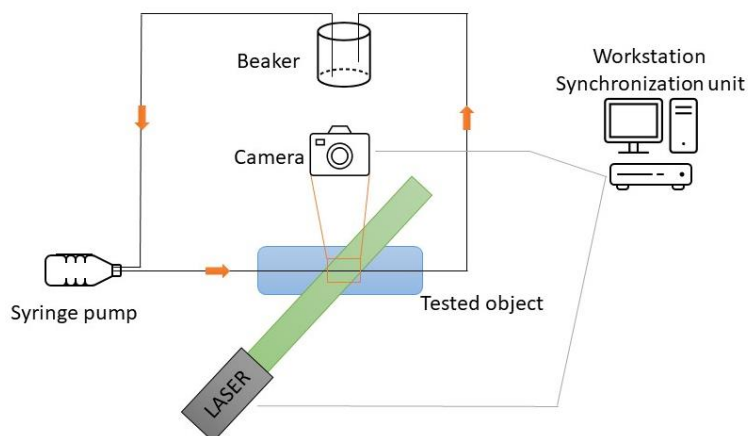
- wysokość pojedynczej warstwy 25 μm ;
- rozdzielczość pozycjonowania stolika XY 25 μm ;
- wielkość plamki laserowej 85 μm ;
- energia lasera 250 mW ;
- długość fali lasera 405 nm ;
- żywica fotopolimerowa Formlabs Clear Resin V4 (FLGPCL04) o parametrach:
 - wytrzymałość na rozciąganie 65 MPa ;
 - moduł rozciągania 2,8 MPa ;
 - moduł zginania 2,2 GPa .

Wydrukowany element wypłukano z resztek żywicy na płuczce Formlabs Form Wash w izopropanolu przez 15 minut (wg zaleceń producenta). Produkt osuszono sprężonym powietrzem oraz utwardzono w temperaturze 60°C światłem UV 405 nm w utwardzaczu Formlabs Form Cure. Dostawca wydruku deklarował szlifowanie powierzchni wydruku papierami wodnymi oraz pastą polerską do poziomu 12000. W ostatnim etapie pokryto powierzchnię lakierem zabezpieczającym przed promieniowaniem UV, które powodowałoby żółknięcie wydrukowanej geometrii. Rysunek 7.3 przedstawia rezultat całego zabiegu. Geometria z rysunku 7.2 jest widoczna górnej części przedstawionego wydruku na rysunku 7.3. Dla ułatwienia podłączenia przewodów doprowadzających i odprowadzających ciecze – w drukowanej geometrii uwzględniono odpowiednie gwinty na wlocie i wylocie do przymocowania króćców.



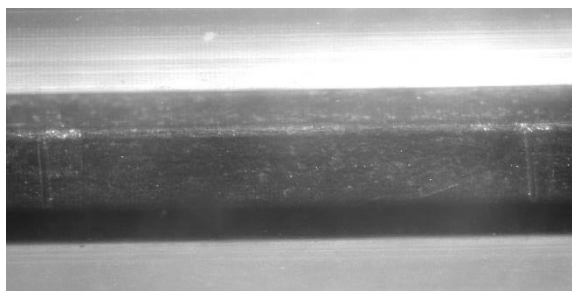
Rysunek 7.3. Wydruk 3D geometrii uzyskanych za pomocą tomografii komputerowej pacjenta z miażdżycą

Zmierzony za pomocą refraktometru Carl Zeiss Abbe typu G współczynnik załamania światła wynosił $RI = 1,504$. Jest to wartość znacząco przewyższająca wartość $RI_{glicer.} = 1,47$ dla czystej gliceryny. Jednakże do pierwszych pomiarów sprawdzających możliwości pomiarowe w tak otrzymanej geometrii zastosowano wagowo 45 proc. roztwór gliceryny w wodzie destylowanej. Taka mieszanina dawała parametry reologiczne zbliżone do parametrów krwi, co było jednym z podstawowych założeń. Otrzymano roztwór o gęstości $1113,8 \text{ kg/m}^3$ (wyższej od typowych wartości dla krwi o około 5%) oraz lepkość dynamiczną w temperaturze 24°C $\mu = 4,07 \text{ mPas}$, co również jest wartością zbliżoną do literaturowej [49]. Aby pomiar PIV był możliwy, należało jeszcze dodać cząstki posiewu, którymi były cząstki PMMA o średnim rozmiarze $10\mu\text{m}$ (zakres rozmiarów $1 - 20\mu\text{m}$) pokryte związkami fluorescencyjnymi rodaminą B. Rysunek 7.4 przedstawia schemat połączeń układu przepływowego w tym eksperymencie.



Rysunek 7.4. Schemat układu przepływowego oraz pomiarowego podczas pierwszego pomiaru [5]

Ostatnim elementem potrzebnym do przeprowadzenia pomiarów PIV w układzie wydrukowanym 3D jest kalibracja systemu. Do pierwszych pomiarów zastosowano prostą ideę określenia dystansu pomiędzy dwoma punktami na zdjęciu. Do badanej geometrii wprowadzono metalowy element, który miał prostą krawędź wzdłuż osi elementu oraz dwie linie odseparowane na znaną odległość. W praktyce był to klucz imbusowy z zaznaczonymi dwiema rysami wykonanymi suwmiarką elektroniczną. Odstęp pomiędzy liniami wynosił $5,30 \text{ mm}$. Taki element kalibracyjny należało umieścić w badanej geometrii na wysokości późniejszych pomiarów. Rysunek 7.5 przedstawia zdjęcie kalibracyjne z zaznaczonym dystansem. Jest to prosty, jednakże uniwersalny sposób wyznaczenia współczynnika kalibracyjnego, jak również dostatecznie precyzyjny.



Rysunek 7.5. Obraz narzędzia kalibracyjnego

Kolejny rysunek 7.6 przedstawia przykładowe zdjęcie zarejestrowane w trakcie pomiaru. Widać na nim wyraźne granice występowania posiewu, który jednak widocznie jest zniekształcony i rozmyty. Jest to spowodowane brakiem zgodności współczynnika załamania światła, niemniej jednak rezultaty analizy PIV uzyskane z tego typu obrazów są dobre i wiarygodne, co zostało przedstawione na dalszych rysunkach.

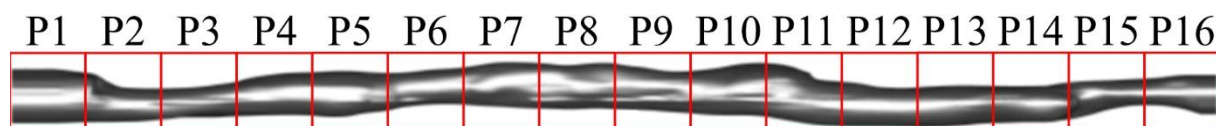


Rysunek 7.6. Zdjęcie pomiarowe PIV w modelu wydrukowanym w technologii 3D z nałożoną powłoką lakierową blokującą promieniowanie UV. Zdjęcie z ekspozycji p_2 wg rysunku 7.7a

Na rysunku 7.7a przedstawiono plan pomiarowy podziału geometrii na kolejne ekspozycje. Aby jednak istniała możliwość określenia wartości przesunięcia obiektu pomiędzy kolejnymi ekspozycjami p_x , konieczne było określenie obszaru obrazowania, czyli wykonanie kalibracji. W przypadku tego pomiaru obszar obrazowania wynosił $4,93 \times 4,93 \text{ mm}$, a przesunięcie ustawiono na $4,90 \text{ mm}$, zachowując minimalne nakładanie się ekspozycji dla łatwiejszego składania rezultatów w całość. Cała geometria została podzielona na 16 kolejnych ekspozycji, złożonych w całość zaprezentowaną na rysunku 7.7b. Są to obrazy uzyskane przy oświetleniu światłem białym LED bez wzbudzania cząstek posiewu światłem laserowym. Pozwoliło to na zobrazowanie konturów zewnętrznych wydruku, które po złożeniu w całość dają obraz bardzo zbliżony do wersji elektronicznej geometrii przedstawionej na rysunku 7.2. Na rysunku 7.7b można również zauważyć gładkie łączenie krawędzi geometrii na kolejnych

ekspozycjach z minimalnym przesunięciem poprzecznym do osi wydruku na niektórych zszyciach. Sposób oświetlania wiązką laserową wszystkich ekspozycji pokazano na rysunku 7.7c.

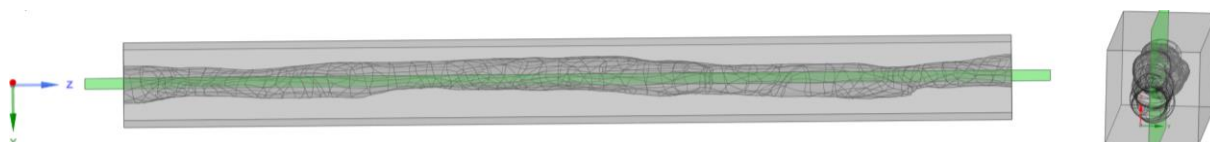
(a)



(b)



(c)



Rysunek 7.7. Planowe obszary kolejnych ekspozycji pomiarowych $p_1 - p_{16}$ (a) oraz obrazy kształtu geometrii zarejestrowane na poszczególnych ekspozycjach zszyte w jedną całość (b). Na rzucie (c) pokazano sposób oraz miejsce oświetlenia wiązką laserową [5]

Zmienne parametry pomiarowe dla układu przepływowego oraz pomiarowego zostały zawarte w tabeli 7.1, natomiast do stałych wartości należą:

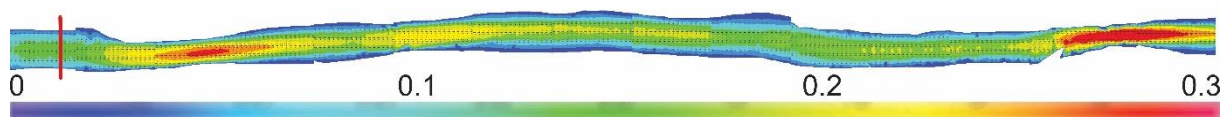
- optycznie zmierzona średnica wlotowa do geometrii – $4,2mm \pm 1\%$;
- liczba wykonanych zdjęć dla każdego przepływu i ekspozycji – 140 par PIV;
- czas wykonywania pojedynczego pomiaru – 20 sekund;
- rezultaty przedstawione wynikające z uśrednienia 140 map wektorowych do jednego statystycznego dwuskładowego planarnego rozkładu prędkości;
- przepływ ustalony z 3 nastawami strumienia.

Tabela 7.1. Tabela parametrów przepływu pomiarów PIV w modelu wydrukowanym w technologii 3D z nałożoną powłoką lakierową blokującą promieniowanie UV

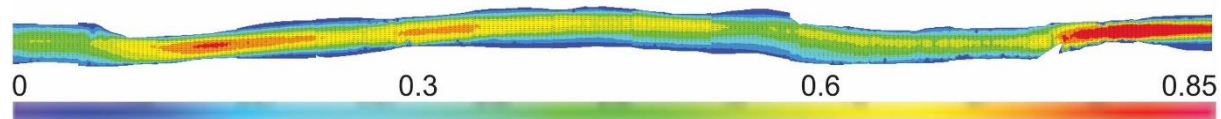
Strumień cieczy[ml/s]	Liczba Reynoldsa	Prędkość maksymalna na wlocie [m/s]
0,83	72	0,14
2,50	216	0,51
5,00	432	1,25

Średnica wlotowa, liczba Reynoldsa oraz prędkość przepływu zostały wyznaczone w miejscu zaznaczonym na rysunku 7.8a czerwoną linią. Rysunek 7.8 przedstawia rezultaty analiz PIV wykonanych pomiarów w postaci map wektorowych, gdzie kolorem tła określona jest wartość wypadkowa wektora prędkości $V(x, y)$. Ze względu na olbrzymią liczbę wektorów w tym zestawieniu wielkość, kierunek i zwrot wektora są mało widoczne. Poszczególne sekcje w przybliżeniu zostały przedstawione na dalszych rysunkach. Można jeszcze zauważyć, że zmiany zmierzonych wartości pomiędzy kolejnymi liczbami Reynoldsa są proporcjonalne ze zmianami w maksymalnych i minimalnych wartościach według oczekiwań. Tak jak kontury na rysunku 7.7, tak i rezultaty na rysunku 7.8 wyglądają na spójne w miejscach łączenia kolejnych ekspozycji. W większości przypadków nie jest widoczna granica, gdzie kończy się obszar pomiarowy p_x , a zaczyna obszar p_{x+1} . Płynność obrazu na całej długości mierzonego kanału świadczy również o tym, że w tym przypadku mamy do czynienia z przepływem głównie dwuwymiarowym, bez dużych burzliwości oraz mieszania w poszczególnych strefach.

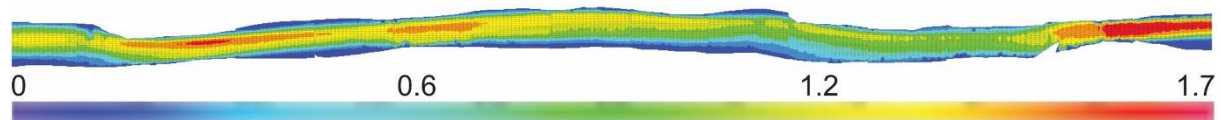
(a) $Re = 72$



(b) $Re = 216$



(c) $Re = 432$



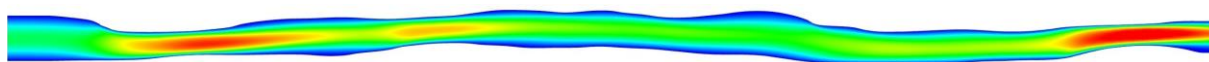
Rysunek 7.8. Mapy wektorowe oraz skale prędkości dla przepływów przez wydrukowaną geometrię modelu tętnicy ze zmianami miażdżcowymi dla 3 liczb Reynoldsa [5]

Obliczenia CFD zostały przeprowadzone przez mgr. inż. Krystiana Jędrzejczaka w ramach jego rozprawy doktorskiej. Ta sama geometria przedstawiona na rysunku 7.2 została wczytana do programu obliczeniowego oraz drukarki 3D. Na rysunku 7.9 zaprezentowano porównanie rezultatów PIV i CFD dla przepływu o najniższej liczbie Reynoldsa [5]. Porównanie przedstawiono w tej samej skali i w możliwie bliskiej paletce kolorów. Widać bardzo zbieżne rezultaty obu technik na całej długości rozpatrywanej geometrii. Wskazuje to również na dobre odwzorowanie wybranego obiektu przez drukarkę 3D.

(a) PIV



(b) CFD

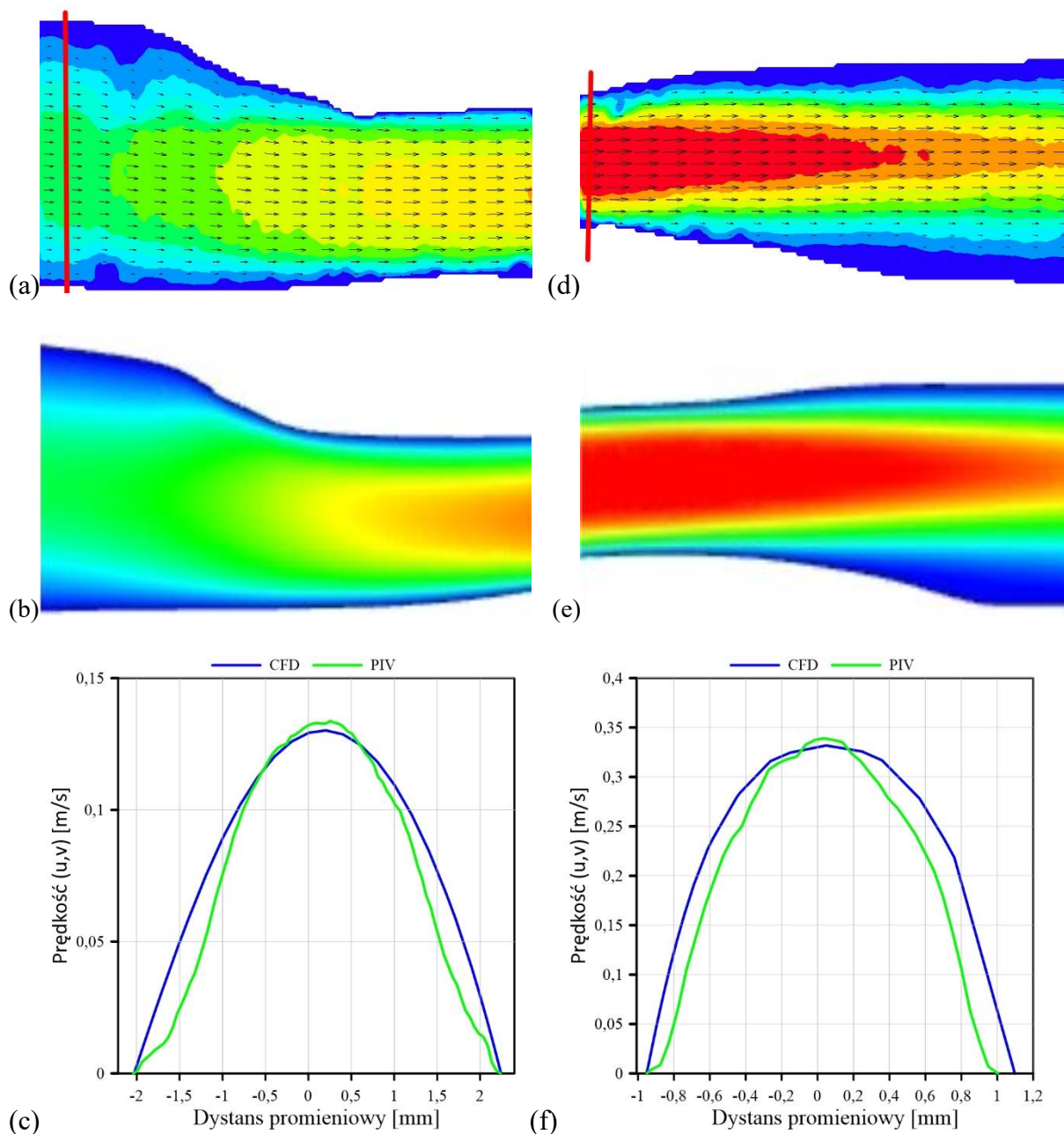


Rysunek 7.9. Zestawienie rezultatów eksperymentalnej mechaniki płynów (a) oraz obliczeniowej mechaniki płynów (b) dla tej samej geometrii [5]

Na rysunku 7.10 zaprezentowano porównanie PIV i CFD w wybranych pojedynczych ekspozycjach w powiększeniu. Rysunek 7.10a przedstawia ekspozycję p_2 pomiarów PIV, a rysunek 7.10b odpowiadający obszar symulacji CFD. Na mapie PIV widoczne są teraz wyraźnie wektory, których długość oraz kolor tła reprezentują wartość wektora, natomiast jego zwrot wskazuje kierunek ruchu płynu. Obraz 7.10c przedstawia krzywe otrzymane z przekroju poprzecznego przez kanał mierzony. Miejsce przekroju zostało zaznaczone czerwoną linią na rysunku 7.10a. Podobne porównanie wykonano na ekspozycji p_{16} , zaznaczając miejsce porównania linią na rysunku 7.10e, mapę wektorową PIV na rysunku 7.10d. Rezultaty matematycznych obliczeń pokazano na rysunku 7.10f.

Rozbieżności pomiędzy wynikami pomiarów i symulacji wynikają przede wszystkim z braku zgodności współczynnika załamania światła, na co wskazuje zwiększająca się rozbieżność bliżej ścianek naczynia, gdzie zniekształcenie może oddziaływać najbardziej. Jednocześnie występuje duża zgodność rezultatów w okolicach osi mierzonej geometrii, gdzie wpływ zniekształcenia jest najniższy.

Przedstawione dotychczas rezultaty wykazały, że wybrana metoda druku 3D, jak i materiał mogą posłużyć do dalszych prac nad rozwojem metody pomiarowej. Wskazano obszary konieczne do poprawy, np. uzyskanie cieczy o zgodnym współczynniku załamania światła. Szczególne rozbieżności widoczne są na wykresach porównawczych, gdzie w przypadku wyników eksperymentalnych wartości są tym niższe, im znajdują się bliżej ścianki i warstwy przyściennej, gdzie zakrzywienie kanału jest największe. Ponadto opracowanie najlepszego rozwiązania obróbki powierzchni zewnętrznej i wewnętrznej wydrukowanych elementów wymaga przeprowadzenia samodzielnych testów i doboru parametrów druku.



Rysunek 7.10. Zestawienie porównania szczegółowych rezultatów CFD i PIV dla wybranych fragmentów mierzonej geometrii

7.1.2. Model nr 2 – samodzielne przygotowanie modelu z druku 3D

W kolejnych pracach skorzystano z drukarki SLA Formlabs Form 3B+ wraz z zestawem do oczyszczania i utwardzania. Szereg testów pozwolił na dość dokładne określenie parametrów wydruku oraz sposobu przygotowania do pomiarów. Dokładne informacje zostały zamieszczone w rozdziale 6.4.

Po zapoznaniu się z właściwościami oraz specyfiką obróbki tego materiału należało dobrać kompozycję cieczy imitującej właściwości krwi oraz zachowującej odpowiednio wysoki współczynnik załamania światła. Temu zagadnieniu poświęcono rozdział 6.5. Dla przypomnienia, wartość współczynnika załamania światła dla żywicy Clear Resin v4, uwzględniając założone warunki produkcji, wynosi $RI_{druk} \approx 1,505$. Odpowiednią mieszaninę otrzymano z połączenia wody destylowanej, gliceryny, jodku sodu oraz tiosiarczanu sodu. Zgodność współczynnika załamania światła była na poziomie przynajmniej $\pm 0,001$. Tutaj ostateczna wartość zmieniała się po dodaniu zawiesiny cząstek fluorescencyjnych, nawet jeśli był to udział $< 0,05\%$ objętościowo.

Kolejna prezentowana geometria jest modyfikacją pierwotnej, w której do modelu tętnicy otrzymanej ze zdjęć tomografu komputerowego i przygotowanej w podobny sposób, jak to opisano w poprzednim rozdziale, dołożono sztuczne przewężenie symulujące zmianę miażdżycową. Rysunek 7.11 przedstawia model komputerowy przygotowany do wydruku 3D oraz wykonania symulacji obliczeniowej mechaniki płynów. Geometria oraz wszystkie przedstawiane rezultaty pochodzą z publikacji [44].



Rysunek 7.11. Model nr 2 badanych geometrii – symulacja zmiany miażdżycowej wewnątrz modelu tętnicy [44]

Kolorem czerwonym na rysunku 7.11 zaznaczono obszar przewężenia o długości odcinka 16 mm, kolorem zielonym obszar przed przewężeniem (wlot), natomiast kolorem niebieskim geometrię tętnicy za przewężeniem. Po obu końcach geometrii zamiast wkręcać nypły do węzłów, przewidziano wydłużenie geometrii o drukowane króćce do podłączenia przewodów doprowadzających i odprowadzających. Pozwoliło to na zminimalizowanie wpływu zmian geometrii na wlocie do badanego obiektu. Ponadto zastosowano około 30 cm prostego odcinka przewodu, w celu ustabilizowania profilu strumienia na wlocie. Rysunek 7.12 przedstawia wydruk przygotowany do pomiarów.

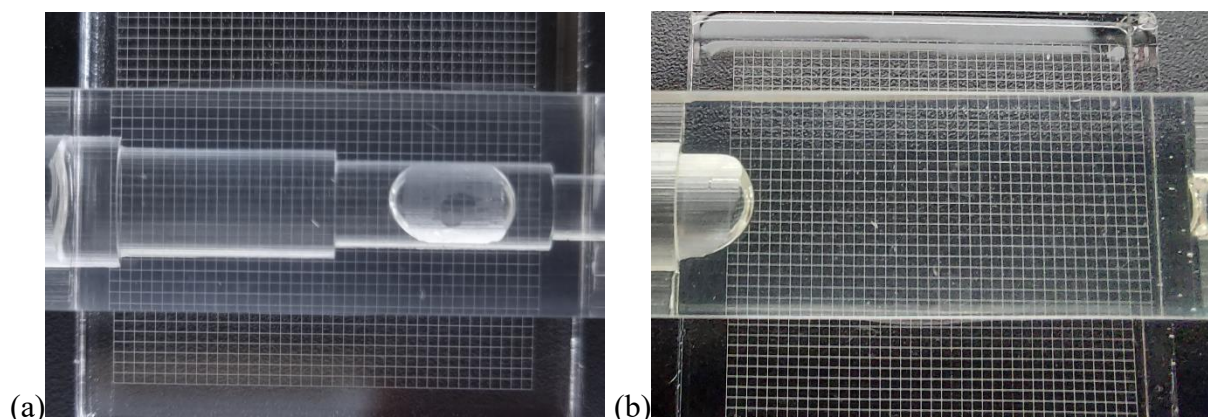
Ciecz wykorzystana do pomiarów miała następujące parametry (w temperaturze 23°C):

- lepkość dynamiczną $\mu = 7,02 \text{ [mPas]}$;
- gęstość $\rho = 1841,5 \text{ [kg/m}^3\text{]}$.



Rysunek 7.12. Wydrukowana geometria modelu tętnicy ze zmianą miażdżycową przygotowana do pomiarów PIV

Obliczona lepkość kinematyczna $\nu = 3.81 \cdot 10^{-6} [m^2/s]$ jest wartością odpowiadającą lepkości krwi [37]. Współczynnik załamania światła wynosił $RI_{\text{płyn}} = 1,504$ i zgodność ze współczynnikiem załamania światła druku była na wysokim poziomie. Aby przeprowadzić precyzyjniejszą kalibrację, wydrukowano obiekt o połowie wysokości drukowanej geometrii, który reprezentował identyczny dystans, jaki przebywa światło przez wydrukowaną geometrię w trakcie pomiaru. Rysunek 7.13a przedstawia narzędzie kalibracyjne zamocowane na płytce kalibracyjnej w postaci kratki o wymiarze pojedynczego kwadratu $0,5 \times 0,5 \text{ mm}$. Płytką została wykonana przez firmę Eurotek z wykorzystaniem lasera do grawerowania oraz skanera Galvo.

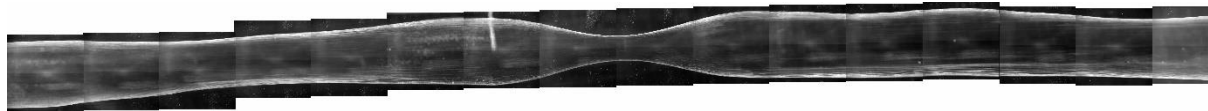


Rysunek 7.13. Płytką kalibracyjna wypełniona wodą i powietrzem (a) oraz płytka kalibracyjna wypełniona cieczą o zgodnym współczynniku załamania światła z modelem wydrukowanym

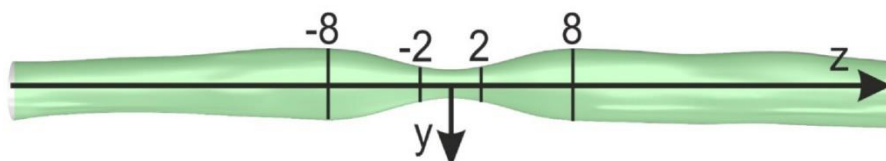
Pomiar został wykonany w podobny sposób jak w przypadku pierwszego modelu z poprzedniego rozdziału, przez przycięcie wiązką laserową wydrukowanej geometrii wzdłuż osi oraz z zachowaniem tej samej pętli obiegu cieczy. Tym razem do wykonania obrazów konturowych, przedstawionych na rysunku 7.14a, należało geometrię wypełnić wodą, ponieważ wypełniona roztworem pomiarowym stawała się niewidoczna dla kamery, podobnie jak na rysunku 7.13b. Zarówno pomiary konturów jak i pomiary właściwe składały się z 16 kolejnych ekspozycji połączonych w całość. Na rysunku 7.14b pokazano model geometrii

z zaznaczonymi miejscami porównawczymi rezultatów PIV i CFD w dalszej części tego rozdziału. Dystanse odnoszą się do środka przewężenia i wyrażone są w milimetrach.

(a)



(b)

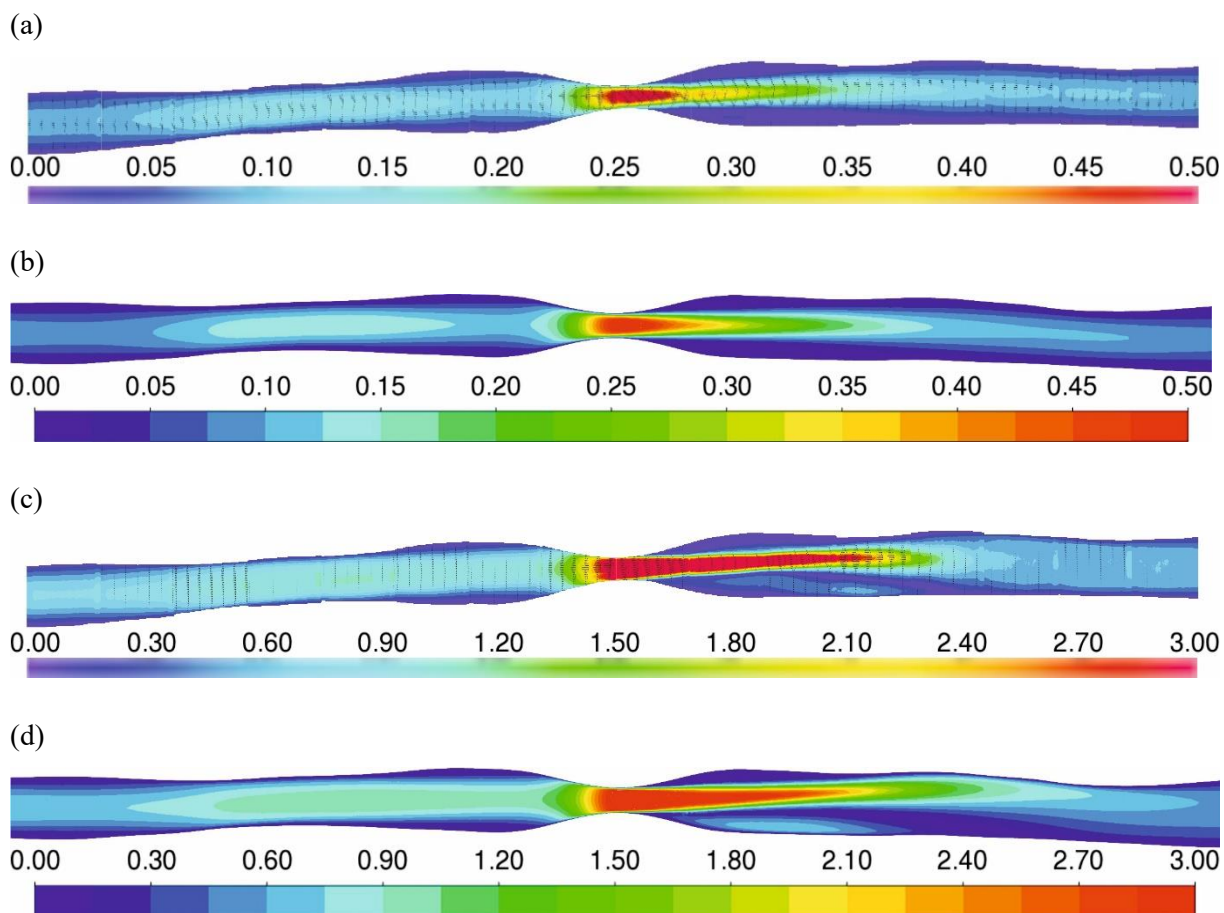


Rysunek 7.14. Kontury badanej geometrii (a) oraz miejsca wykonania porównań profili prędkości PIV i CFD (b) [44]

Zadane parametry przepływu były nieco inne niż przy pierwszym modelu i wynosiły odpowiednio $q_1 = 0,625 \text{ ml/s}$, $q_2 = 5 \text{ ml/s}$. Rysunek 7.15 przedstawia rezultaty pomiarów laserową anemometrią obrazową oraz symulacje obliczeniowej mechaniki płynów. Podobnie jak w modelu 1, również tutaj wyniki otrzymywane zachowują spójność pomiędzy ekspozycjami oraz dużą zgodność rezultatów obliczeniowych z eksperymentalnymi. Zmiana roztworu (z odpowiednim współczynnikiem załamania światła) diametralnie zmieniła jakość otrzymywanych zdjęć. Przykładowe obrazy z jednej pary zdjęć PIV oraz mapa wektorowa chwilowej prędkości przepływającego medium zostały zaprezentowane na rysunku 7.16. Rysunki 7.16a i 7.16b pokazują, jak bardzo zmienił się obraz w porównaniu ze zdjęciem na rysunku 7.6. Zdjęcia mają dużo niższy poziom tła, wyraźniejsze cząstki posiewu, a co najważniejsze, nie są zniekształcone. Należy również zauważyć idealne odcięcie konturów geometrii, wewnątrz której jest prowadzone badanie. Widoczną granicę stanowią cząstki posiewu zlokalizowane w pobliżu ścianek. Na rysunku 7.16.d pokazano urywek obrazu 7.16a, pokazujący pojedyncze cząstki posiewu z nałożonymi orientacyjnymi wielkościami obszarów wyznaczania pojedynczego wektora (niebieskie kwadraty). Cząstki posiewu są pojedyncze, zbliżone kształtem do kul.

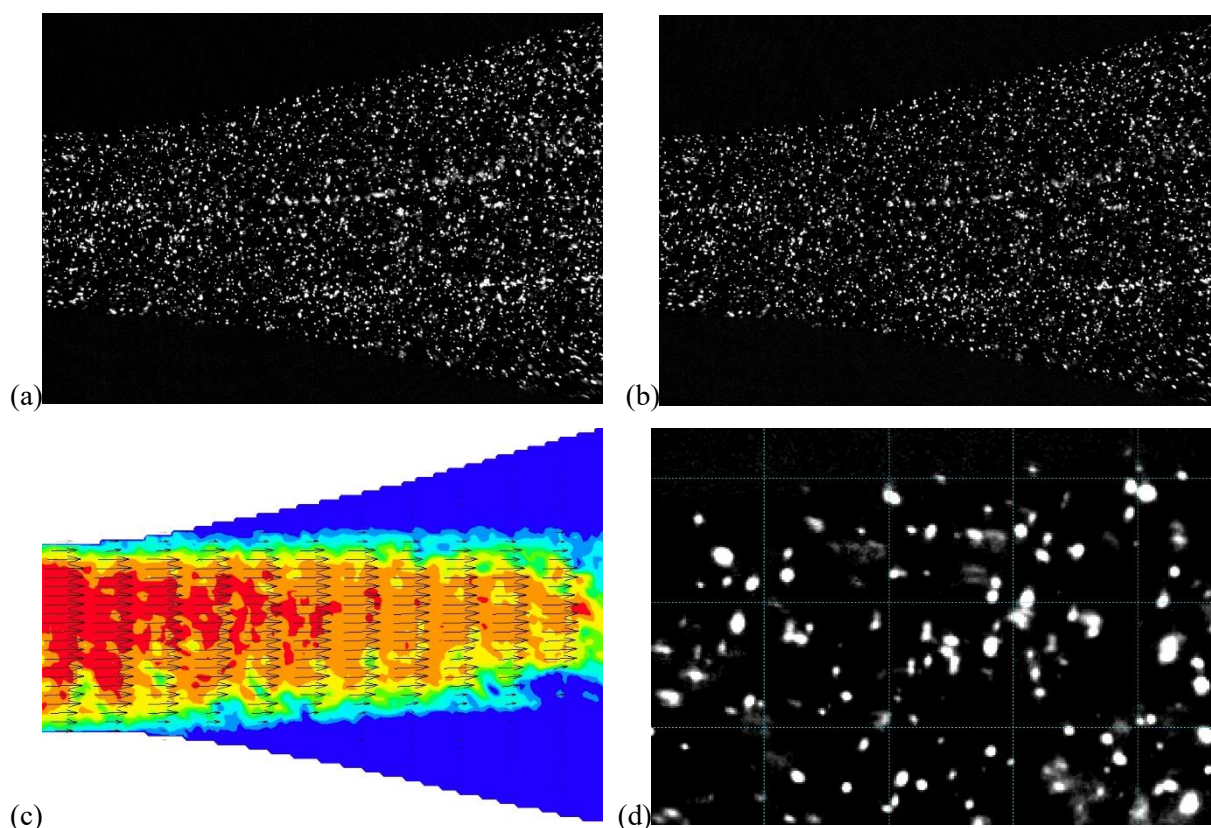
Niejednorodność wielkości zarejestrowanych cząstek wynika z zakresu rozmiarów zastosowanego posiewu, który wynosił $1 - 20 \mu\text{m}$. Lekko widoczne są cienie lub rozmycia cząstek będących poza zakresem grubości noża świetlnego. Zgodny współczynnik załamania światła pomiędzy cieczą a wydrukiem pozwala na to, że wiązka laserowa nie ulega

rozproszeniu i jest zachowany kształt oraz ostrość wiązki laserowej. Wymagana jednak jest gładka, wypolerowana ścianka nie tylko od strony obserwacji kamerą, ale również od strony wzbudzania laserem.



Rysunek 7.15. Rozkład prędkości z analizy PIV przez wydrukowaną geometrię z zaznaczonymi wektorami prędkości dla przepływu $q_1 = 0,625 \text{ ml/s}$ (a), rezultat symulacji CFD dla q (b), rezultaty PIV dla $q_2 = 5 \text{ ml/s}$ (c) oraz rezultaty CFD dla q_2 (d).

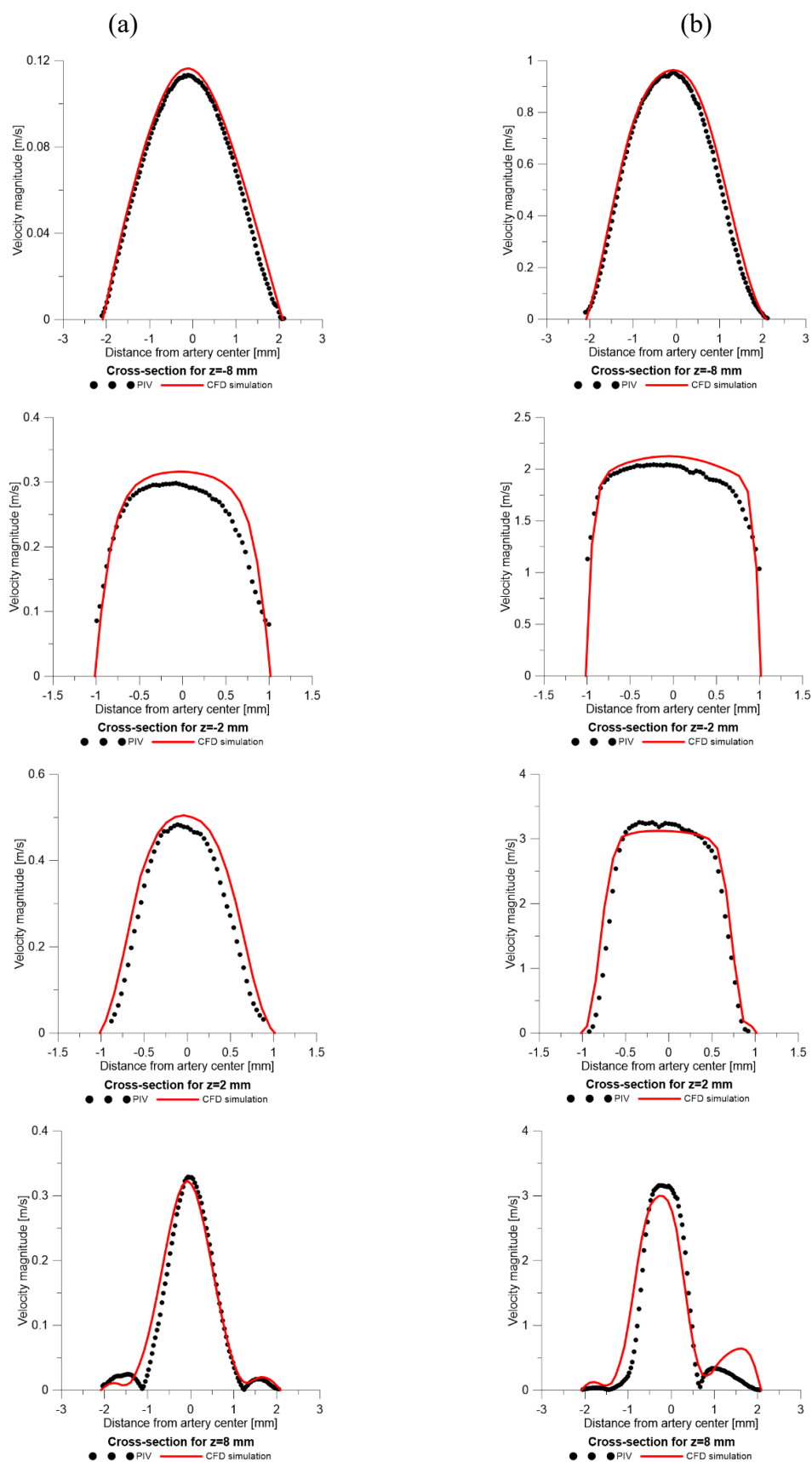
Dla lepszego zobrazowania zgodności rezultatów zestawiono profile prędkości otrzymane z map wektorowych PIV oraz wygenerowanych z programu symulacji matematycznych. Zestawienie przedstawiono na rysunku 7.17. Linia ciągła przedstawia rezultaty z programu obliczeniowego – jest to właściwe ze względu na wielkość siatki zastosowanej do obliczeń w porównaniu z wielkością obszaru reprezentowanego przez pojedynczy wektor.



Rysunek 7.16. Przykładowe obrazy rozproszenia światła od fluorescencyjnego posiewu zawieszonego w krwiopodobnej cieczy z wymuszonym przepływem przez wydrukowany model tętnicy ludzkiej. Obraz (a) z pierwszego zdjęcia w parze dwu-klatkowej, obraz (b) to drugie zdjęcie w parze zdjęć, obraz (c) rezultat analizy PIV tych 2 zdjęć. Obraz (d) przedstawia powiększony urywek obrazu (a)

Stąd przekroje otrzymane z eksperymentalnych badań zostały przedstawione za pomocą punktów. Dane do wykresów z symulacji CFD były dobierane pod kątem wysokości, na jakiej były przeprowadzane pomiary. Jednak dokładność określenia wysokości ograniczona była do odnalezienia najszerzego przekroju na obrazach z kamery w miejscu przewężenia geometrii.

W kolejnej wersji usprawnień drukowanego elementu problem ten został rozwiązany poprzez drukowanie wcięcia, na wysokości którego miał być wykonywany pomiar. Na przedstawionych wykresach na rysunku 7.17 widać, w niektórych przypadkach, niemal 100 proc. zgodność rezultatów obu metod. Zawsze kształt profilu prędkości jest taki sam, wartości maksymalne oraz lokalne ekstrema są zbliżone. Wart odnotowania jest również fakt, że zakresy wartości osi odciętych są niemal identyczne, co wskazuje na brak zniekształceń obrazów w warstwach przyściennych, gdzie potencjalne deformacje byłyby największe.



Rysunek 7.17. Porównanie profili prędkości otrzymanych z pomiarów oraz obliczeń dla 4 przekrojów według zaznaczenia na rysunku 7.14b. Porównanie wykonane dla prędkości przepływającego płynu o strumieniu $q_1 = 0,625 \text{ ml/s}$ (a) oraz $q_2 = 5 \text{ ml/s}$ (b) [44].

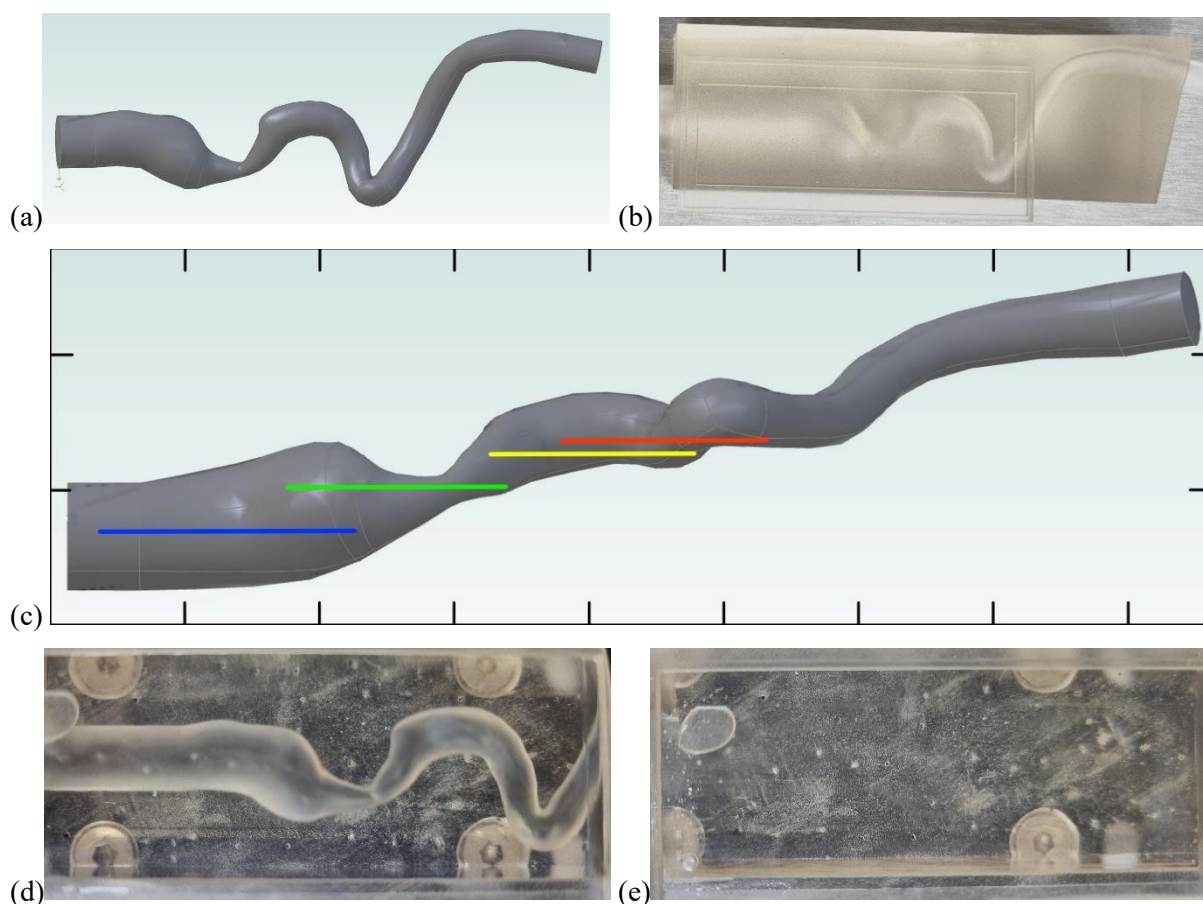
7.1.3. Model nr 3 – model tętnicy szyjnej ze zmianą miażdżycową w wydruku 3D z zastosowaniem cieczy immersyjnej

Czasochłonność oraz trudność w uzyskaniu odpowiednio gładkiej i płaskiej powierzchni w trakcie procesu polerowania skłoniły autora pracy do poszukiwania innego rozwiązania. Opracowanym rozwiązaniem na zniwelowanie niedoskonałości ścianki zewnętrznej jest wykorzystanie tego samego zjawiska co przy redukcji zniekształceń krzywizny mierzonych geometrii, czyli zastosowanie cieczy o zgodnym współczynniku załamania światła. Pokrywając zewnętrzną powłokę mierzonej geometrii warstwą tej samej cieczy, która była wykorzystywana od pomiarów PIV, niwelujemy wszelkie zmatowienie oraz zarysowania występujące na powierzchni. Aby na powierzchni warstwy cieczy nie wystąpiły pofałdowania, należy nałożyć szkiełko mikroskopowe, które zapewni idealnie płaską i gładką powierzchnię przejścia promieni światła z wnętrza mierzonego modelu do kamery rejestrującej. Dokładne informacje wraz z rysunkami schematycznymi zostały przedstawione w rozdziale 6.6.3.

Jako model do pomiarów wybrano obraz tętnicy szyjnej ze zmianą miażdżycową. Rysunek 7.18 przedstawia kształt mierzonego modelu tętnicy w wersji komputerowej, wydruku przystosowanego do pomiarów z wykorzystaniem cieczy immersyjnej ze szkiełkiem mikroskopowym oraz obrazy rejestrowane przez kamerę pomiarową. Na rysunku 7.18c wskazano miejsce pomiarów każdej ekspozycji pokazanej na rysunku 7.19. Ponadto uwzględniono podziałkę o skoku 10 mm dla zobrazowania skali całego modelu. Ze względu na różnice poziomów wynikające z kształtu geometrii nie ma możliwości połączenia rezultatów i każdy z nich przedstawiany jest indywidualnie. Pomiary w tym przypadku przeprowadzane były dla jednego strumienia przepływu $q = 4 \text{ ml/s}$. Odczyt pozostałych parametrów wynosił:

- obszar pojedynczej ekspozycji: $18,41 \times 18,41 \text{ mm}$;
- rozdzielczość kamery: $2048 \times 2048 \text{ pikseli}$;
- powierzchnia obrazowania przez 1 piksel: $8,99 \times 8,99 \mu\text{m}$;
- czas pomiędzy impulsami lasera: $250 \mu\text{s}$;
- częstotliwość pomiarowa: 7Hz ;
- liczba zdjęć na każdej ekspozycji: 280;
- ciśnienie na wlocie do geometrii: $14,3 \text{ kPa}$;
- spadek ciśnienia: $2,445 \text{ kPa}$;
- temperatura: 23°C .

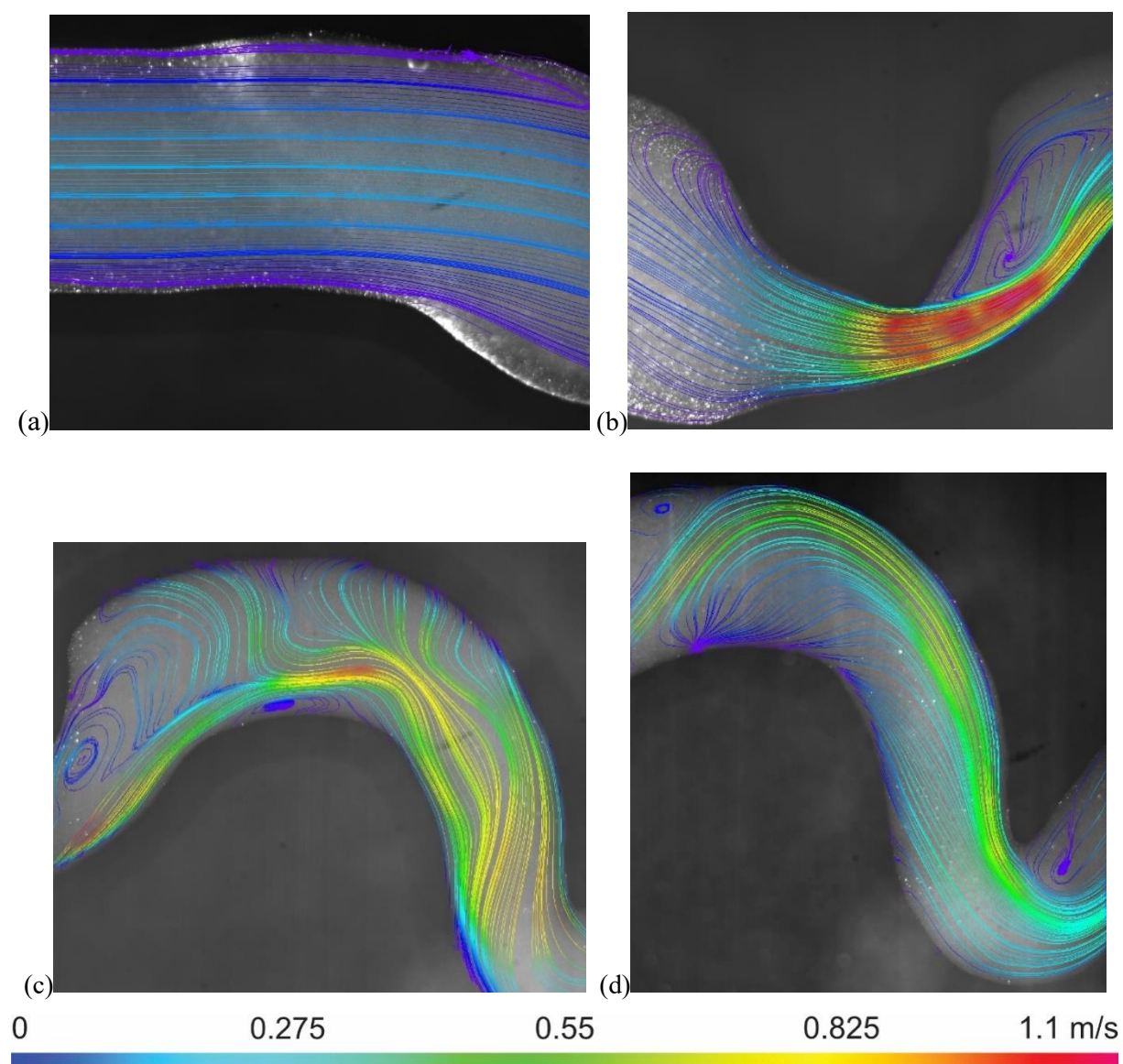
Przy stałej, sztywnej geometrii przy każdym pomiarze wartości mierzone były takie same, uwzględniając błędy odczytu i dokładności poszczególnych czujników. Analiza PIV została wykonana przy użyciu metody Adaptive PIV z adaptacyjnym obszarem wyznaczania pojedynczego wektora w zakresie 32×32 pikseli do 64×64 pikseli, co oznacza, że wektory reprezentowały powierzchnię od $288 \times 288 \mu m$ do $576 \times 576 \mu m$.



Rysunek 7.18. Wirtualny model geometrii badanej w orientacji zgodnej ze stroną pracy kamery w trakcie pomiarów (a), obraz wydrukowanej geometrii w obudowie przystosowanej do pomiarów PIV (b), widok na obiekt od strony oświetlania laserem wraz z nałożeniem miejsc oświetlania laserem przy każdej ekspozycji (c), obraz z kamery pomiarowej geometrii wypełnionej powietrzem z zastosowaniem cieczy immersyjnej pod szkiełkiem (d) oraz obraz geometrii wypełnionej cieczą ze zgodnym współczynnikiem załamania światła (e)

Różnica wysokości na rysunku 7.18c pomiędzy linią niebieską i zieloną wyniosła $2,07 \text{ mm}$, pomiędzy zieloną i żółtą $0,84 \text{ mm}$ i pomiędzy żółtą i czerwoną $0,2 \text{ mm}$. Różnicę poziomów odczytano ze śruby mikrometrycznej przy przesuwaniu badanego modelu wzdłuż osi kamery. Ekspozycja linii niebieskiej była ustawiana na oś wlotu roztworu do geometrii. Linia zielona reprezentuje połowę wysokości przewężenia, gdzie średnica z perspektywy kamery była największa. Ekspozycja linii żółtej powstała w trakcie próby objęcia możliwie

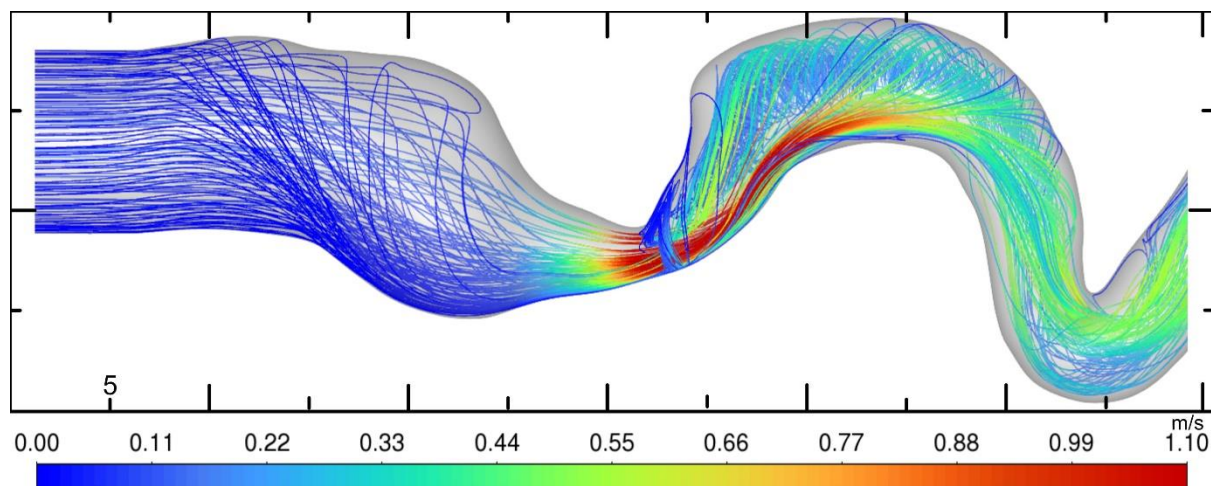
najdłuższego odcinka za przewężeniem. Pomiar reprezentowany linią czerwoną jest w dużej części podobny do linii żółtej, różnica wysokości to zaledwie $0,2\text{ mm}$, a przesunięcie wzdłuż osi geometrii było maksymalne możliwe ze względu na wielkość przygotowanego okna pomiarowego, widocznego na rysunku 7.18d (linia półprzezroczysta po prawej stronie obrazu). Rezultaty pomiarów zostały przedstawione na rysunku 7.19. Linie prądu przepływu powstają na podstawie gradientów wartości wektorów prędkości oraz algorytmu przewidywania ich dalszego biegu, jeśli jest to zasadne. Rozmiar geometrii na każdym obrazie przedstawiono z zachowaniem skali. Pomimo zmiany wysokości przekroju pomiarowego na każdej z prezentowanych ekspozycji jest możliwe wskazanie ciągłości strumienia przepływającego.



Rysunek 7.19. Rezultaty pomiarów 2D PIV w postaci linii prądu. Obraz (a) odpowiada linii niebieskiej na rysunku 7.18, obraz (b) linii zielonej, obraz (c) linii żółtej, a obraz (d) linii czerwonej

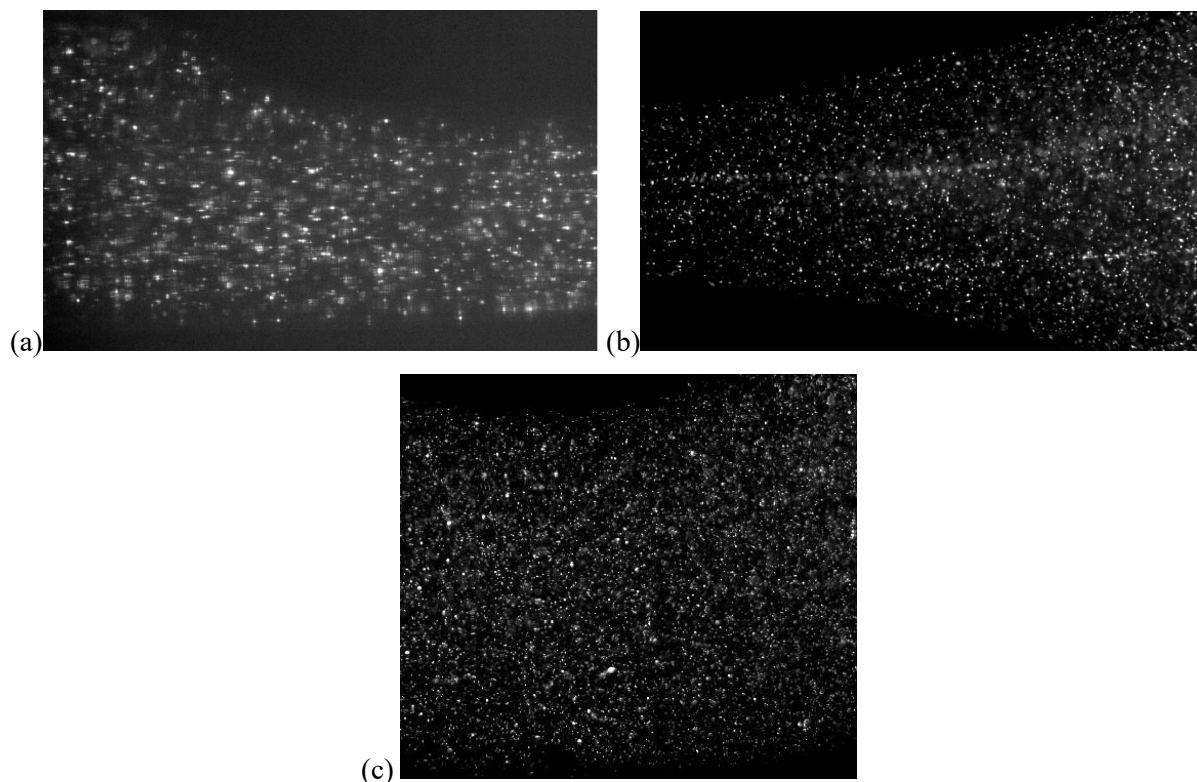
Obraz na rysunku 7.19b po lewej stronie charakteryzuje się strumieniem o podobnym profilu z mniejszą wartością prędkości oraz większymi wirami ze względu na pozycję dużo bliższą górnej krawędzi geometrii. W dalszej części strumień ze szczeliny jest widoczny do końca obrazu 7.19b przy bocznej krawędzi geometrii i w ten sam sposób „biegnie” przez obraz 7.19c, choć z zauważalnie mniejszą prędkością, ze względu na bliskość dolnej ścianki modelu tętnicy. Na obrazie 7.19d znajdującym się bardzo blisko powierzchni obrazu 7.19c, strumień wykazuje się przesuniętym profilem. Wskazuje to, że przepływ ten wykazuje duże zawirowania i zmienność widoczną w wynikach symulacji CFD. Ponadto w środkowej części geometrii na obrazie 7.19c można zauważyć obszar silnej wirowości przy bocznej ściance, a na obrazie 7.19d w podobnym miejscu geometrii linie prądu wskazują na dyssypację wiru. Rezultat symulacji matematycznej zaprezentowano na rysunku 7.20. Obraz przedstawia ruch płynu w całej geometrii. Skala kolorów została dobrana na ten sam zakres co wyniki pomiarów PIV. Widoczne są podobne zawirowania w rezultatach CFD, jak i PIV. Symulacje CFD wykonał i udostępnił mgr inż. Krystian Jędrzejczak.

Na rysunku 7.20 oraz na każdym kolejnym prezentującym wyniki dla tętnicy szyjnej, zarówno eksperymentalnej, jak i obliczeniowej mechaniki płynów, nałożono skalę rozmiaru o jednakowej podziałce równej 5 mm w każdym kierunku.



Rysunek 7.20. Wynik symulacji obliczeniowej mechaniki płynów przez geometrię modelu tętnicy szyjnej ze zmianą miażdżycową

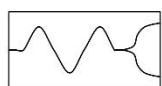
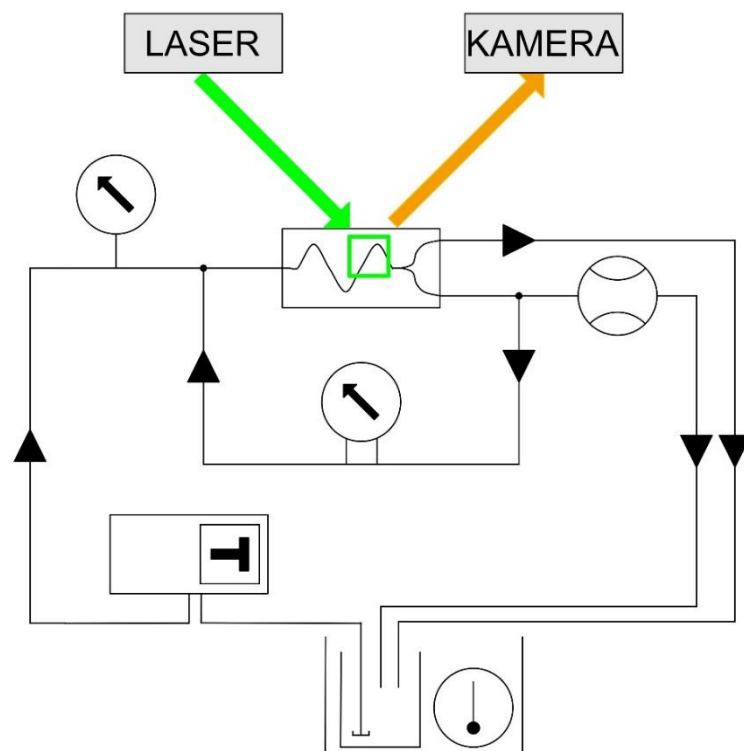
Zdjęcia PIV uzyskiwane w tym pomiarze cechowały się idealnym odwzorowaniem badanej geometrii. Prawie całkowicie niewidoczne były ścianki wewnętrzne i jedynie pozycja cząstek posiewu umożliwiał określenie granic. Obraz cząstek był wyraźny i bez zniekształceń, tło natomiast – jednolite i kontrastowe. Rysunek 7.21 przedstawia zestawienie rezultatów z różnych etapów pracy nad uzyskaniem najlepszych wyników.



Rysunek 7.21. Zestawienie zdjęć PIV otrzymywanych przy polerowaniu druku 3D bez zachowania zgodności współczynnika załamania światła (a) oraz z zachowaniem zgodności (b), obraz (c) przedstawia przykładowe zdjęcie uzyskane przy użyciu cieczy wyrównującej powierzchnię zewnętrzną oraz szkiełko mikroskopowe

7.1.4. Model nr 4 – wariant bifurkacji ze zmianą miażdżycową

Szczególnym przypadkiem medycznym jest zmiana miażdżycowa występująca w okolicach rozgałęzienia naczyń krwionośnych. Model został zaprojektowany i przebadany z wykorzystaniem druku 3D oraz techniki laserowej anemometrii obrazowej. Był to równocześnie eksperyment, który został rozszerzony o pomiar takich parametrów jak: podział strumienia cieczy na obie gałęzie wylotowe, spadek ciśnienia oraz ciśnienie na wlocie. Schemat układu pomiarowego zawierający wszystkie użyte czujniki pomiarowe przedstawiono na rysunku 7.22. Badaną geometrią był model lewej głównej tętnicy wieńcowej (ang. *left main coronary artery*, LMCA) z rozgałęzieniami na lewą tętnicę okalającą (ang. *left circumflex*



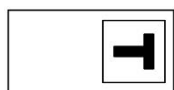
– model mierzony z bifurkacją



– zbiornik otwarty termostatowany



– zbiornik otwarty z przewodem ssawnym



– pompa tłokowa (strzykawkowa)



– manometr



– miernik różnicy ciśnień



– przepływomierz



– kierunek płynięcia cieczy



– rozgałęzienie przewodów

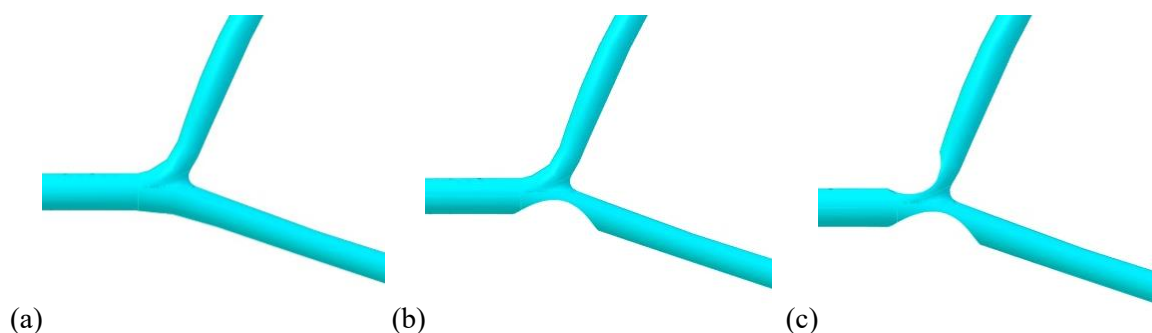
Rysunek 7.22. Schemat układu przepływowego oraz pomiarowego z pełnym oprzyrządowaniem

artery, *LCX*) oraz lewą przednią zstępującą (ang. *left anterior descending*, *LAD*).

Pomiar został wykonany w 3 wariantach geometrii:

- bez przewężenia;
- z przewężeniem jednostronnym znajdującym się na rozgałęzieniu;
- z przewężeniem dwustronnym niesymetrycznym znajdującym na rozgałęzieniu.

Modele komputerowe wszystkich wariantów przedstawiono na rysunku 7.23, wskazując jedynie na różnice pomiędzy nimi. Na każdej geometrii wlot LMCA jest jeden po lewej stronie, natomiast wylot LCX – w górnej części geometrii, a LAD – w dolnej.



Rysunek 7.23. Geometrie 3D modeli imitujących tętnicę z bifurkacją (a), model ze zmianą miażdżycową jednostronną (b) oraz model ze zmianą miażdżycową dwustronną (c)

W trakcie przygotowania modelu geometrii do wydruku zastosowano ten sam schemat pomiarowy co w poprzednim rozdziale 7.1.4. Należało jedynie uwzględnić sposób montażu szkiełka oraz rozmieszczenie ekspozycji pomiarowych, biorąc pod uwagę rozgałęzienie.

W tabeli 7.2. zestawiono rezultaty odczytów dla każdego pomiaru i wariantu. Numeracja modeli oraz wylotów z geometrii jest zgodna z numeracją zastosowaną na rysunku 7.23. W trakcie pomiarów zastosowano jeden stały strumień cieczy wpływającej do geometrii $Q_{bif} = 2,31 \text{ ml/s}$.

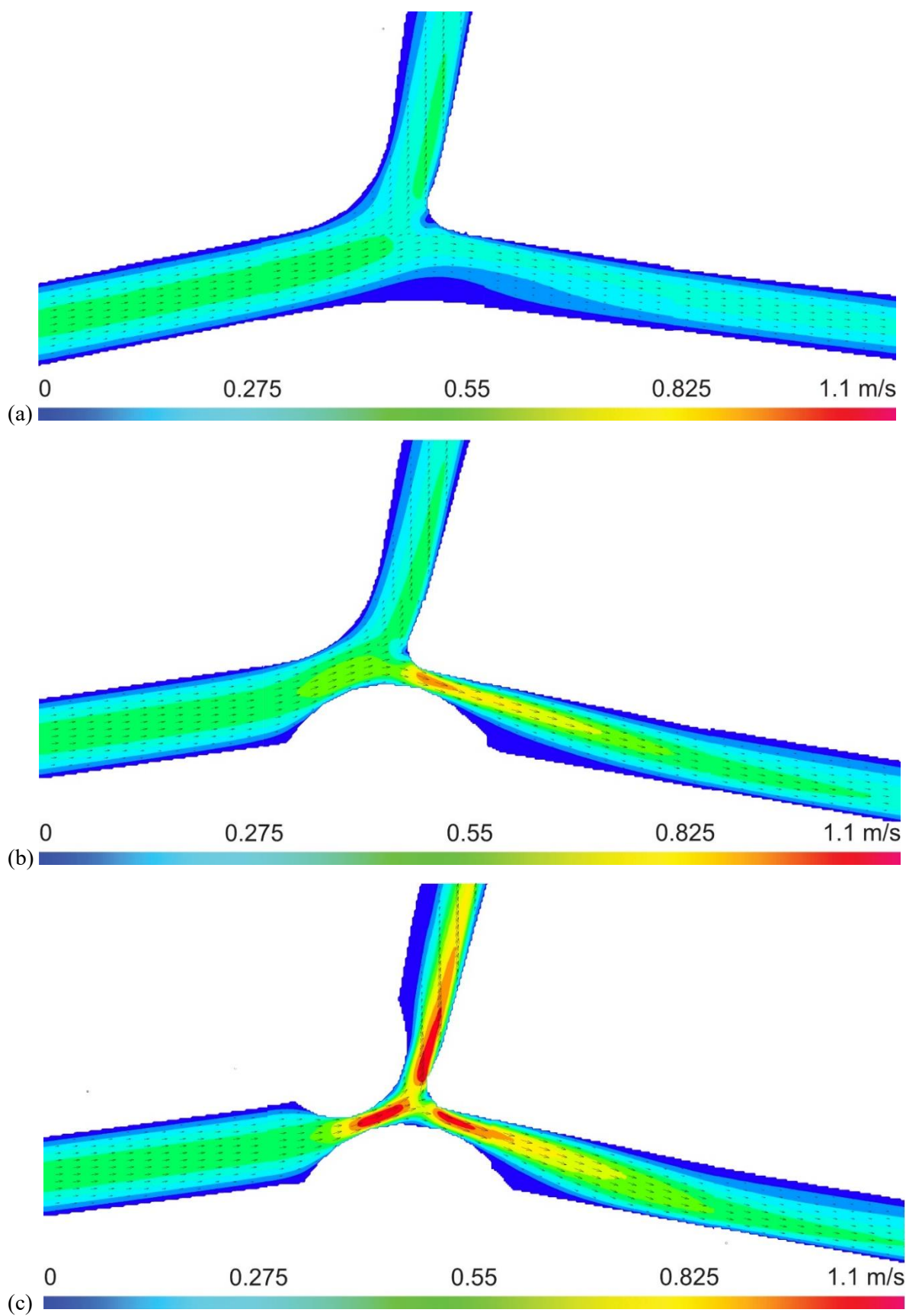
Tabela 7.2. Zestawienie wartości parametrów płynu przepływającego przez badaną geometrię modelu tętnicy z rozgałęzieniem ze zmianami miażdżycowymi

Model	Podział strumieni na wylocie LCX: LAD [% : %]	Ciśnienie na wlocie modelu [kPa]	Spadek ciśnienia na wylocie LCX [kPa]
a	53,5 : 46,5	35,6	1,03 – 1,04
b	52,8 : 47,2	34,9	1,16 – 1,17
c	51,9 : 48,1	36,3	2,09 – 2,10

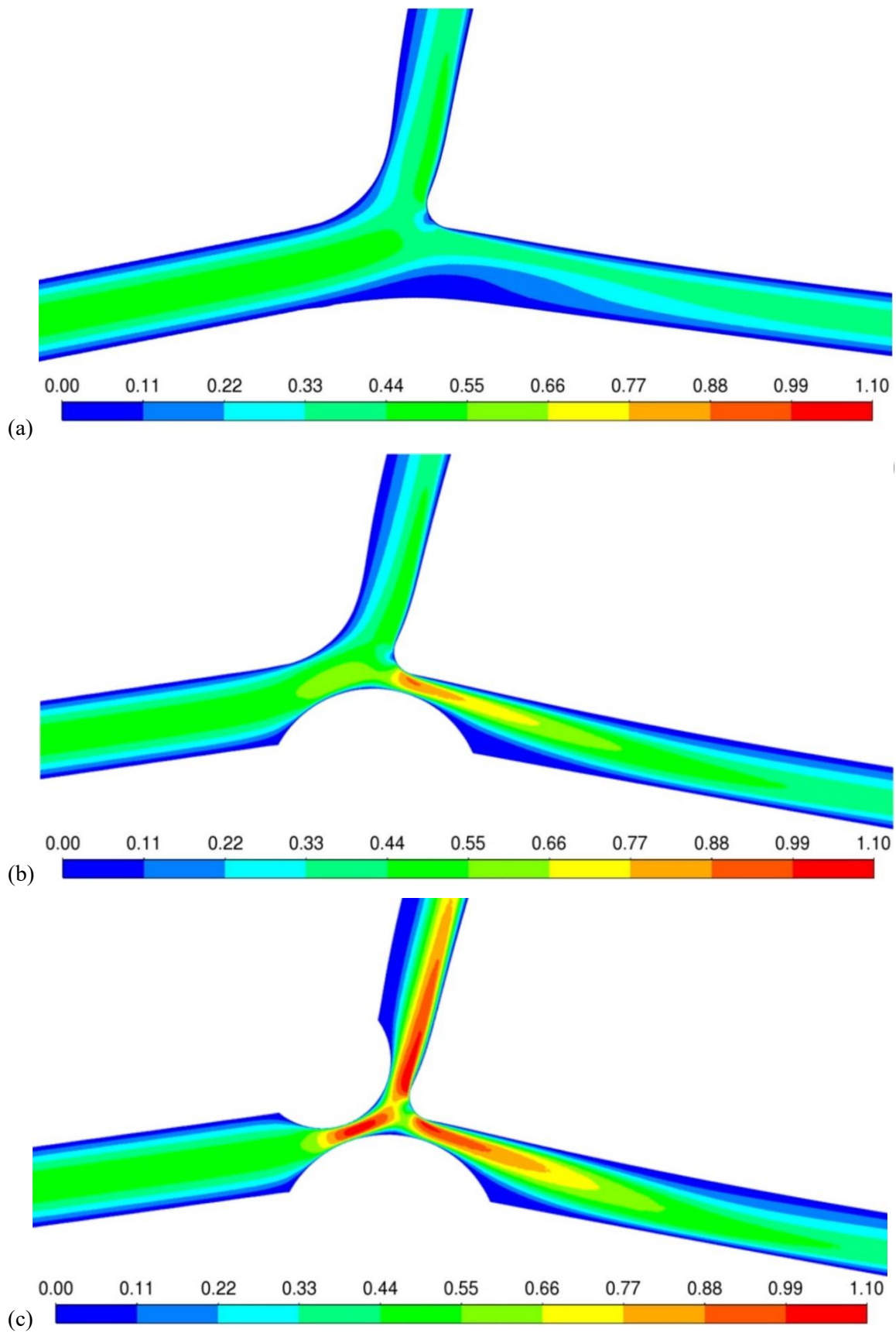
Pozostałe parametry pomiarowe wynosiły:

- obszar pojedynczej ekspozycji: $8,96 \times 8,96\text{mm}$ dla modelu **a**, $9,23 \times 9,23\text{mm}$ dla modelu **b**, $9,29 \times 9,29\text{mm}$ dla modelu **c**;
- rozdzielczość kamery: 2048×2048 pikseli;
- powierzchnia obrazowania przez pojedynczy piksel: model **a** $4,38 \times 4,38\ \mu\text{m}$, model **b** $4,51 \times 4,51\ \mu\text{m}$, model **c** $4,54 \times 4,54\ \mu\text{m}$;
- obszar wyznaczania pojedynczego wektora prędkości płynu: model **a** $140 \times 149\ \mu\text{m}$, model **b** $144 \times 144\ \mu\text{m}$, model **c** $145 \times 145\ \mu\text{m}$;
- czas pomiędzy impulsami lasera: $100\ \mu\text{s}$;
- częstotliwość pomiarowa: $7\ \text{Hz}$;
- liczba zdjęć na każdej ekspozycji: 280;
- temperatura: 23°C .

Rezultaty pomiarów dla trzech geometrii zaprezentowano na rysunku 7.24 wraz z odpowiadającymi im rezultatami obliczeniowymi na rysunku 7.25. Liczba łączonych ekspozycji w tym przypadku wynosiła zaledwie 5, połączenia jak poprzednio są bezszwowe z zachowaniem ciągłości. Rezultaty obliczeń odpowiadają wartościom otrzymanym w procesie analizy zebranych danych eksperymentalnych. Zakresy wizualizacyjne wszystkich rezultatów zestawiono w tym samym zakresie i kodzie kolorów, jak i wielkości wektorów.



Rysunek 7.24. Rezultaty pomiarów PIV dla geometrii LMCA z rozgałęzieniem na LCX oraz LAD w wariantach bez zmian chorobowych (a), z jednostronną zmianą miażdżycową (b) oraz z podwójną zmianą miażdżycową (c)



Rysunek 7.25. Rezultaty symulacji CFD dla geometrii LMCA z rozgałęzieniem na LCX oraz LAD w wariantach bez zmian chorobowych (a), z jednostronną zmianą miażdżycową (b) oraz z podwójną zmianą miażdżycową (c)

7.1.5. Modele nr 5 i 6 – model tętnicy szyjnej zdrowej i ze zmianą miażdżycową w wydruku 3D z zastosowaniem biokompatybilnej żywicy elastycznej

Pomiary z elastycznymi wydrukami 3D wymagały opracowania zaawansowanej koncepcji cieczy immersyjnej. Powierzchnia takiego wydruku jest matowa a co ważniejsze, materiał nie nadaje się do obróbki zewnętrznej. Pomiary z systemów PIV będą możliwe jedynie, jeśli zostanie zastosowany płyn pośredni oraz prostopadłościenny zbiornik, w którym zostanie umieszczona wydrukowana geometria. Koncepcja ta została omówiona w rozdziale 6.6.3. Rysunek 7.26 przedstawia zbiornik przygotowany do pomiarów PIV. Widoczna jest w nim zamocowana geometria za pomocą króćca dwustronnego. Złączki te zostały zamocowane w zbiorniku za pomocą specjalnych przegródek z elementami blokującymi. W dalszej części przygotowano z obu stron przedłużenie geometrii, aby na wlocie do geometrii był ustalony strumień cieczy, natomiast na wylocie załamanie profilu nie wprowadzało naprężeń na mierzonej geometrii. Od strony lasera przygotowano „okno” z przezroczystego poliwęglanu, a od strony kamery przewidziano ruchome „okno”, w zależności od wysokości poziomu cieczy w zbiorniku. Zbiornik został wypełniony czystą gliceryną, której współczynnik załamania światła wynosi $RI_{gliceryna} = 1,470$, co jest wartością bardzo bliską cechującą wydruk elastyczny $RI_{druk_elastyczny} = 1,4730 \pm 0,0020$. Płyn przygotowany do pomiarów charakteryzował się $RI_{płyn1} = 1,473$ przed pomiarem oraz $RI_{płyn2} = 1,471$ po pomiarze. Zmiana ta może wynikać z dodania zawiesiny cząstek posiewu fluorescencyjnego w wodzie destylowanej w ilości 0,4 ml na 1 liter roztworu oraz potencjalnych pozostałości w układzie wody destylowanej (wykorzystywanej do weryfikacji szczelności układu). Schemat układu pomiarowego i przepływowego był zgodny z zastosowanym do pomiarów w sztywnej geometrii drukowanej w technologii 3D, przedstawionej na rysunku 7.18 w rozdziale 7.1.3.



Rysunek 7.26. Zdjęcie zbiornika przygotowanego do pomiarów PIV wewnątrz geometrii wydrukowanych w technologii 3D z wykorzystaniem biokompatybilnej żywicy światło utwardzalnej

Geometria wybrana do wydrukowania i pomiarów z wykorzystaniem elastycznej żywicy została opisana w rozdziale 7.1.3. W ten sposób możliwe było porównanie otrzymywanych rezultatów w wersji wydruku sztywnego i elastycznego. Ponadto na podstawie

modelu tętnicy ze zmianą miażdżycową opracowano model tętnicy bez zmiany miażdżycowej. Wydruk elastyczny i parametry materiału zostały opisane w artykule, który w momencie składania niniejszej pracy został opublikowany [45]. Zmierzone parametry żywicy elastycznej biokompatybilnej BioMed Elastic 50A Resin zostały przedstawione w tabeli 7.3.

Tabela 7.3. Parametry produktu wydruku 3D przy wykorzystaniu żywicy elastycznej [45]

Żywica	Grubość ścianki [mm]	Moduł Younga [MPa]	Gęstość [kg/m ³]	Współczynnik załamania światła
BioMed Elastic 50A V1	1,00	2,00	1059 ± 22	1,472 ± 0,005

Otrzymane wartości są zbliżone do wartości cechujących prawdziwą tętnicę, dla której moduł Younga wynosi 1,5 MPa, a gęstość 1120 kg/m³ dla zdrowego przypadku [54, 114].

Pomiar PIV został wykonany dla jednej wartości nastawy strumienia przepływu, pięciu ekspozycji częściowo na siebie nachodzących ze względu na konieczność łączenia obrazów. W tym przypadku wykorzystano dwa stoliki ze śrubą mikrometryczną do przemieszczania obiektu wzdłuż oś X i Y. Dla każdej ekspozycji wykonywany był odczyt ciśnienia na wlocie, różnicy ciśnień przed i za badaną geometrią, strumienia cieczy oraz temperatury. Parametry pomiarowe dla obu geometrii zostały zestawione w tabeli 7.4.

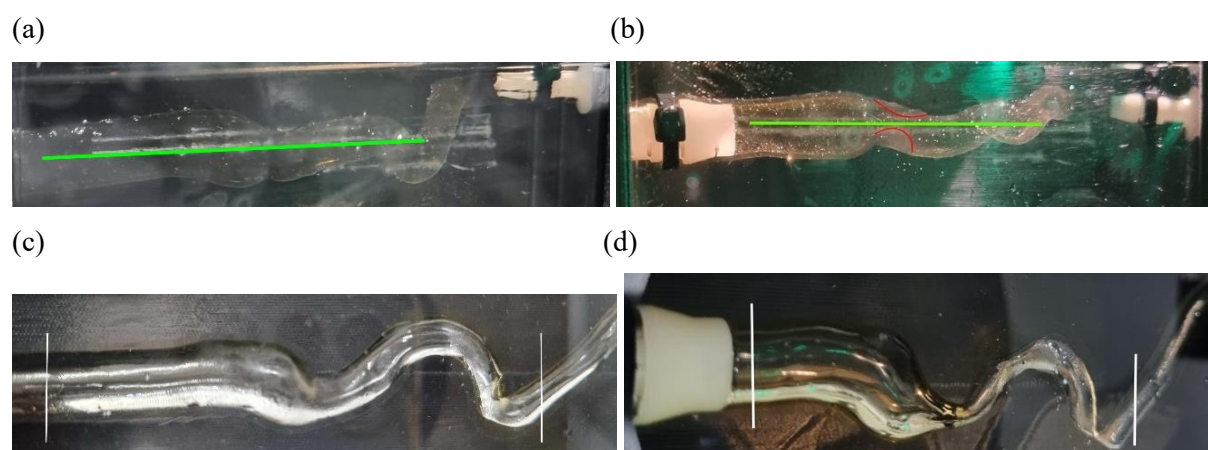
Tabela 7.4. Parametry systemu pomiarowego i układu badanego podczas pomiarów w elementach wydrukowanych żywicą elastyczną

Parametr	Model tętnicy zdrowej	Model tętnicy chorej
obszar pojedynczej ekspozycji	15,89 × 15,89 mm	18,06 × 18,06 mm
rozdzielczość kamery	2048 × 2048 pikseli	2048 × 2048 pikseli
powierzchnia obrazowania przez 1 piksel	7,76 × 7,76 μm	8,82 × 8,82 μm
czas pomiędzy impulsami lasera	120 μs	250 μs
częstotliwość pomiarowa	7 Hz	7 Hz
liczba zdjęć na każdej ekspozycji	280	280
strumień zadanego przepływu	4 ml/s	4 ml/s
ciśnienie na wlocie do geometrii	15,3 ± 0,0 kPa	13,3 ± 0,0 kPa
spadek ciśnienia	2,97 ± 0,04 kPa	1,844 ± 0,03 kPa
temperatura	23°C	23°C

Rysunek 7.27 przedstawia zdjęcia badanych modeli tętnicy w trakcie pomiarów. Na rysunku 7.27a pokazano widok geometrii od strony oświetlania laserem z zaznaczeniem położenia lasera przy wszystkich ekspozycjach pomiarowych. Przy końcu zaznaczenia linią zieloną widoczne jest, jak kształt modelu badanego opada poniżej linii pomiarowej, a następnie szybko przechodzi powyżej osi wlotowej do naczynia. Na zdjęciu 7.27b dodatkowo czerwonym kolorem zostało podkreślone miejsce przewężenia oraz jego kształt. Na zdjęciu widać, że geometria za przewężeniem mocno opada w dół, a w dalszej części szybko przechodzi do góry. Rysunki 7.27c i 7.27d przedstawiają ten sam obiekt w widoku z góry, w kolejności od modelu tętnicy zdrowej, gdzie białymi liniami zaznaczony jest początek oraz miejsce zakończenia pomiarów, których rezultaty zaprezentowano na kolejnych rysunkach. Oba zdjęcia wykonano po wypełnieniu modelu tętnicy wodą lub powietrzem dla uwidocznienia konturów.

Elastyczność wydruku stwarza wyzwanie podczas instalacji geometrii do pomiarów. Aby możliwe było wykonanie walidacji obliczeniowej mechaniki płynów, geometria ta powinna mieć takie same kształty, jakie zakładał model komputerowy. Jak się okazało, model ma tendencję do opadania grawitacyjnego pod własnym ciężarem w obszarze mniejszej średnicy i dużych zakrzywień. Montaż dwóch podobnych geometrii w identyczny sposób również stwarza wyzwanie, co widać na rysunku 7.27.

W trakcie pomiarów zauważono także zmianę średnicy wydrukowanej geometrii o około 2 – 3%, pomiędzy momentem spoczynkowym bez przepływu a momentem, w którym trwał przepływ. Zmiana ta jest zauważalna jedynie na obrazach z kamery, jednak ma znaczący wpływ na otrzymywane wartości rozkładu prędkości.



Rysunek 7.27. Zdjęcia badanych modeli geometrii ludzkiej tętnicy szyjnej. Obraz (a) przedstawia miejsce pomiaru w przypadku geometrii tętnicy zdrowej, natomiast zdjęcie (b) tętnicy chorej. Na zdjęciu

(c) zaznaczone jest miejsce rozpoczęcia i zakończenia pomiarów w modelu tętnicy zdrowej, a na zdjęciu (d) chorej

Do analizy PIV wykorzystano kolejno:

- odjęcie tła dla usunięcia sygnału cząstek posiewu przyklejonych do ścianki wewnętrznej geometrii;
- maskowanie obszarów wyjętych z analizy wzdłuż wewnętrznych ścianek modelu tętnicy;
- analizę PIV algorytmem Adaptive PIV z adaptacyjnym obszarem wyznaczania pojedynczego wektora w zakresie 32×32 pikseli do 64×64 pikseli;
- przesunięcie obszaru wyznaczania kolejnego wektora 16 pikseli wzdłuż obu osi X i Y;
- rezultat 280 map wektorowych wartości chwilowych uśredniono do mapy wektorowej statystycznej zgodnie z równaniem 4.15 z rozdziału 4.3.4.5;
- rezultaty analizy PIV poddano analizie niepewności PIV, wykorzystując metodę identyfikacji przesunięcia pojedynczych cząstek, omówioną w rozdziale 4.3.5;
- dalsza analiza została zastosowana do wyznaczenia takich wartości jak: wirowość, siła wirowania, tensor szybkości ścinania oraz Q-kryterium.

Prędkość wypadkowa 2D PIV

Rysunek 7.28 przedstawia rezultat połączenia uśrednionego rozkładu prędkości przez całą zmierzoną geometrię modelu zdrowej tętnicy. W zdecydowanej większości obszar 32×32 piksele spełniał warunki wyznaczenia wektora prędkości, co zgodnie z wyżej wymienionymi parametrami oznacza, że pojedynczy wektor reprezentuje powierzchnię o wymiarach $0,282 \times 0,282$ mm. Za pomocą skali kolorów oraz kształtu i długości samych wektorów zaprezentowano rozkład prędkości przepływającej cieczy w badanej geometrii. Takie same parametry prezentacji zostały użyte również w przypadku modelu tętnicy chorej przedstawionego na rysunku 7.31.

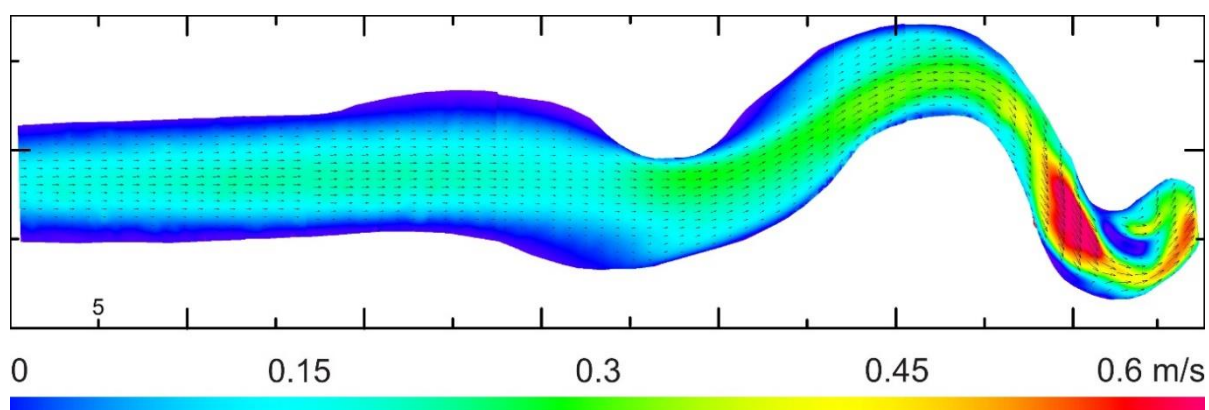
Na podstawie rezultatów wydaje się, że pomiary zostały wykonane jednocześnie w całości, brak jakiegokolwiek miejsca nieciągłości strumienia cieczy lub też uskośnienia konturów geometrii. Blisko końcowej fazy strumienia widoczny jest nagły spadek wartości prędkości wypadkowej, co wynika z bliskości ścianki wewnętrznej geometrii w tym miejscu. Zakres mierzonych wartości zaczyna się od bliskich 0 m/s do $0,65$ m/s.

Rysunek 7.29 prezentuje rezultat analizy niepewności PIV. Skala wartości została przedstawiona w formacie naukowym. Na otrzymany obraz została nałożona warstwa

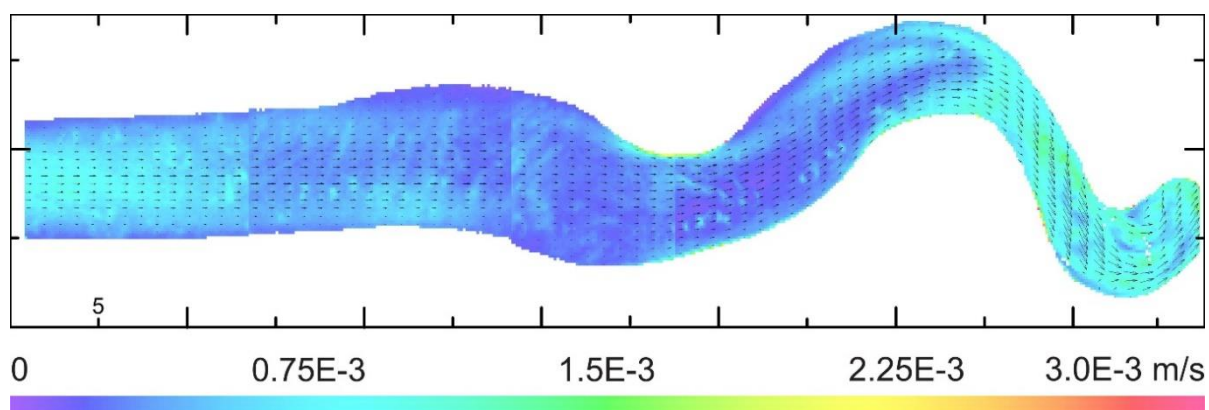
wektorów dla wskazania obszarów o największych wartościach niepewności. Widoczne są 2 obszary o podwyższonych wartościach:

- w warstwie przyściennej w miejscu przewężenia geometrii, co może być wynikiem największych gradientów prędkości w całym przebiegu pomiarowym;
- obszar za przewężeniem, w obszarze największego spowolnienia prędkości przepływu, jak również największych burzliwości, na co wskazuje mapa wektorowa i układ wektorów. Na zdjęciach posiewu widoczna jest duża chaotyczność poruszania się cząstek posiewu nieraz w obrębie obszaru wyznaczania pojedynczego wektora.

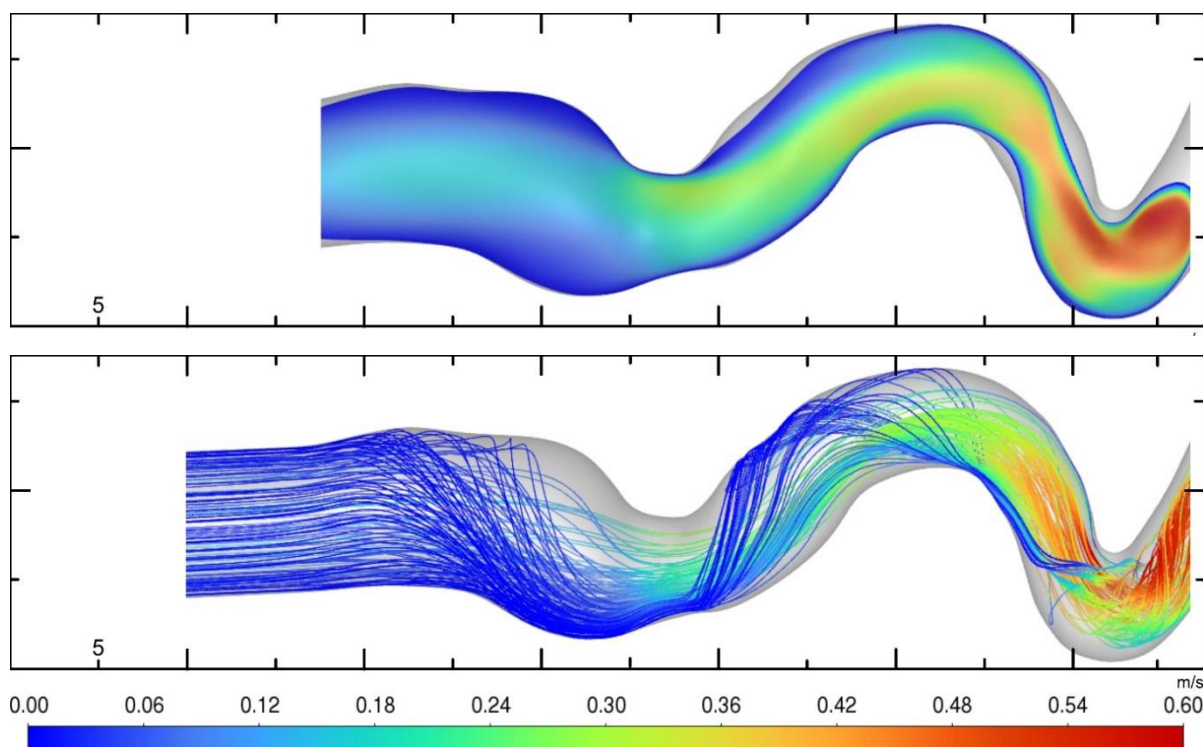
Łatwo zauważyć, że w każdym przypadku wartości niepewności analizy PIV są $<1\%$, co należy uznać za bardzo dobry wynik.



Rysunek 7.28. Rozkład prędkości PIV z zaznaczonymi wektorami dla przepływu $q = 4,0 \text{ ml/s}$ przez wydrukowany w technologii elastycznego druku 3D model zdrowej tętnicy ludzkiej



Rysunek 7.29. Wynik wyznaczenia niepewności analizy PIV otrzymany z wykorzystaniem metody identyfikacji przesunięcia pojedynczych cząstek [93] dla wyników przedstawionych na rysunku 7.28



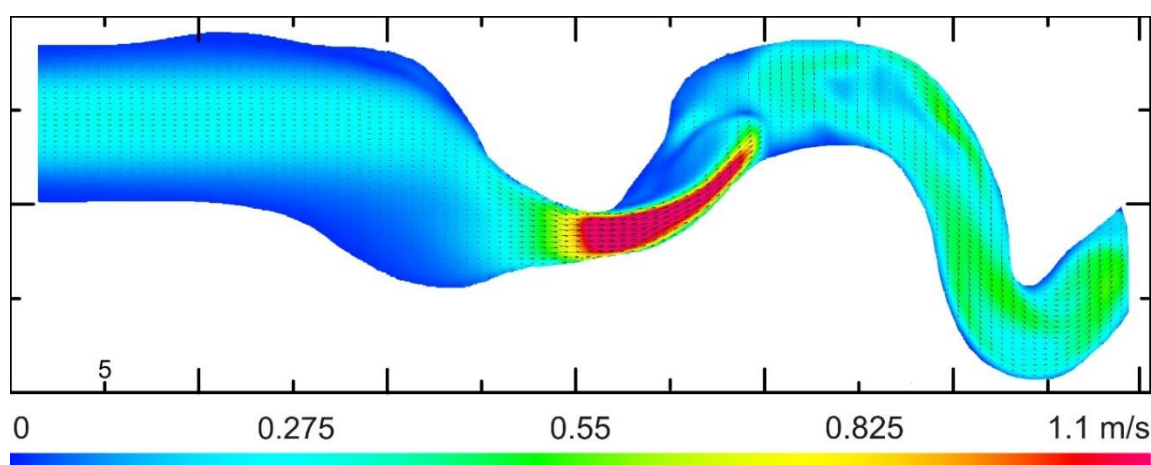
Rysunek 7.30. Rozkład prędkości otrzymany z symulacji obliczeniowej dla przepływu $q = 4,0 \text{ ml/s}$ przez model tętnicy ludzkiej. Na górze przekrój zgodny z PIV, na dole linie prądu z całej objętości

Rysunek 7.30 przedstawia wyniki otrzymane z przeprowadzenia symulacji CFD w tym samym modelu tętnicy ludzkiej, który był wykorzystany do druku 3D. Tak jak wspomniano wcześniej, różnicę stanowi kształt geometrii w trakcie pomiaru i wykorzystany do symulacji ze względu na elastyczność wydruku. Różnicę tę można zauważyć, porównując zdjęcia na rysunkach 7.18 i 7.27. Pomimo tych różnic rozkład prędkości dla symulacji i pomiaru są do siebie bardzo zbliżone, dzięki czemu uzyskano takie same wartości w poszczególnych obszarach kluczowych. Widoczną różnicę stanowi końcowa część geometrii, gdzie rezultaty PIV były mierzone tuż przy ścianie. Górny obraz 7.30 przedstawia rozkład prędkości w przekroju wykonanym na podobnej wysokości co pomiar PIV. Dolny obraz 7.30, podobnie jak na rysunku 7.20, prezentuje przepływ przez całą objętość modelu tętnicy.

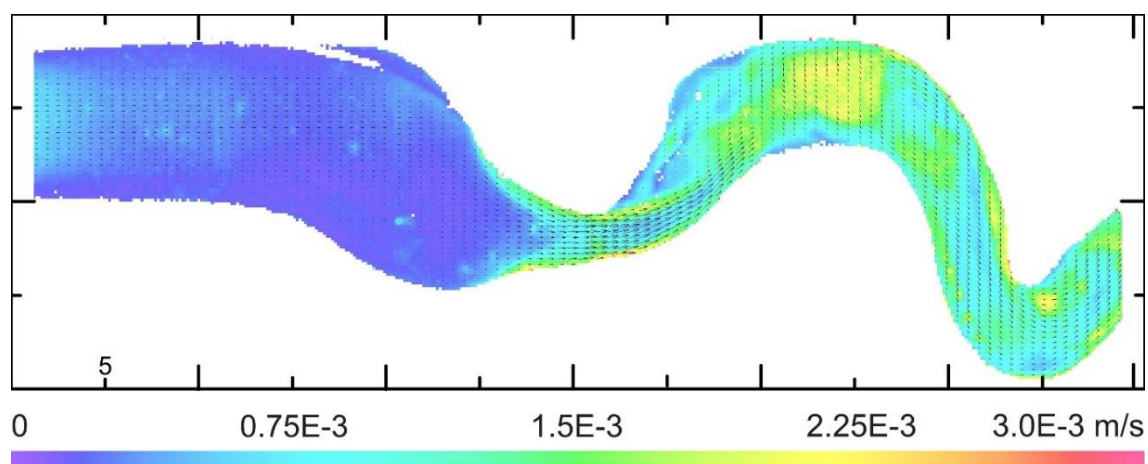
Rysunek 7.31 przedstawia rezultat połączenia uśrednionego rozkładu prędkości przez całą zmierzoną geometrię modelu tętnicy ze zmianą miażdżycową. Również w tym przypadku w zdecydowanej większości obszar $32 \times 32 \text{ piksele}$ spełniał warunki wyznaczenia wektora prędkości, co oznacza, że pojedynczy wektor reprezentuje powierzchnię o wymiarach $0,248 \times 0,248 \text{ mm}$. Za pomocą skali kolorów oraz kształtu i długości samych wektorów zaprezentowano rozkład prędkości przepływającej cieczy w badanej geometrii. Zakres mierzonych wartości zaczyna się od bliskich 0 m/s i sięga do $1,225 \text{ m/s}$. Na

zaprezentowanych rezultatach można zauważyć nagły zanik dużych wartości prędkości przepływu w środkowej części za przewężeniem, co spowodowane jest płynięciem strumienia poza płaszczyznę pomiarową oraz kształtem geometrii pokazanym na rysunku 7.27b.

Na rysunku 7.32 zaprezentowano rezultat analizy niepewności analizy PIV otrzymany w analogiczny sposób jak na rysunku 7.29. Zachowano również tę samą skalę kolorów. Brakujące fragmenty na tym obrazie mogą wynikać z faktu, że wynikowy wektor prędkości w tym miejscu powstał poprzez interpolację, a nie jako wynik analizy, lub ze względu na niewystarczającą liczbę wykrytych cząstek posiewu pomiędzy zdjęciami *A* i *B* w parze zdjęć (minimum 2 pary cząstek). Największe wartości niepewności występują ponownie w obszarze warstwy przyściennej przewężenia geometrii oraz tym razem w objętości za przewężeniem, gdzie burzliwość przepływu jest największa.

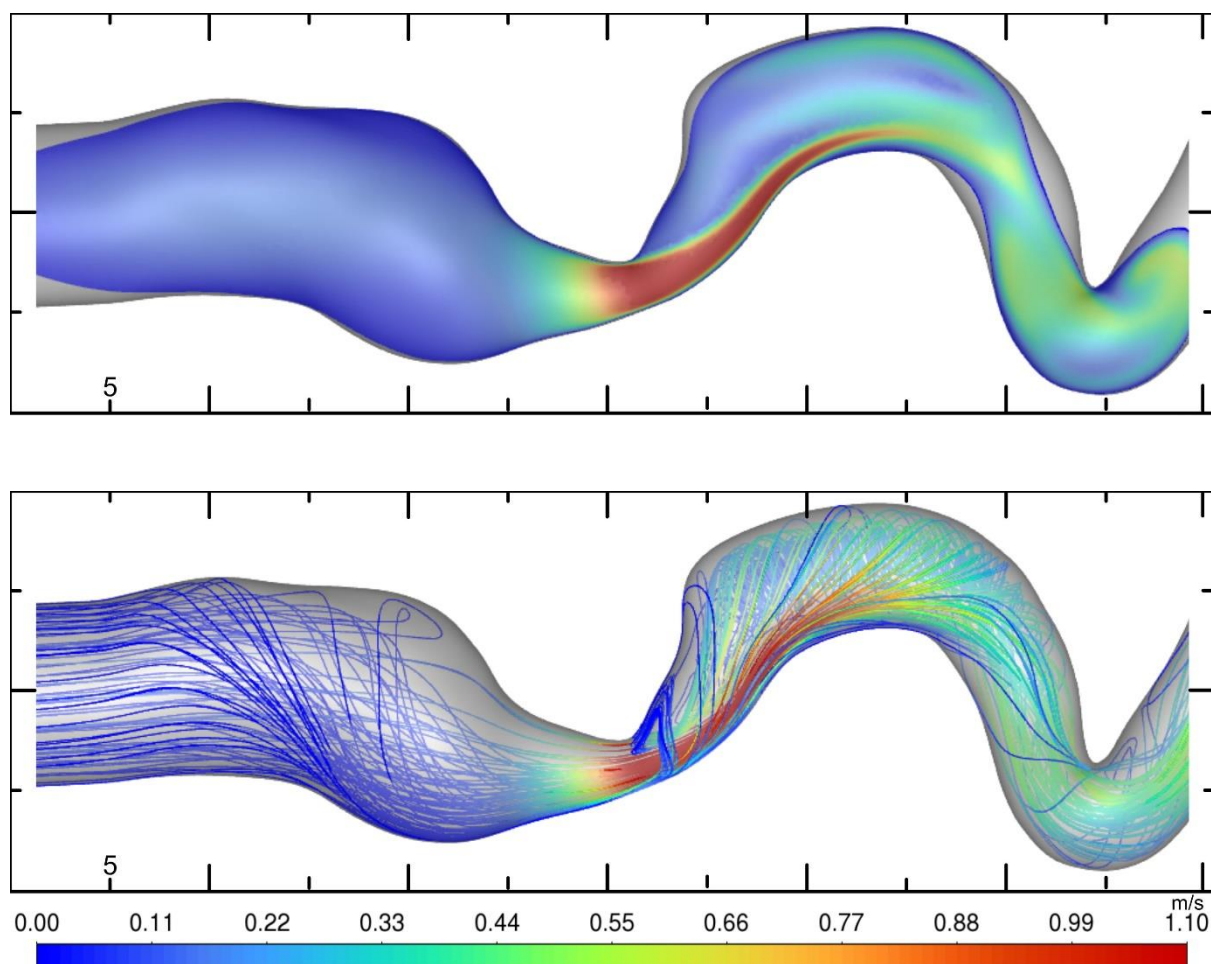


Rysunek 7.31. Rozkład prędkości otrzymany z analizy PIV z zaznaczonymi wektorami prędkości dla przepływu $q = 4,0 \text{ ml/s}$ przez wydrukowany w technologii elastycznego druku 3D model tętnicy ludzkiej ze zmianami miażdżycowymi



Rysunek 7.32. Rezultat analizy niepewności analizy PIV wykonany z wykorzystaniem metody identyfikacji przesunięcia pojedynczych cząstek [93]

Rysunek 7.33 przedstawia wyniki obliczeń CFD, z zastosowaniem tej samej skali kolorów co rezultaty PIV. Tutaj również w większości obszarów występuje zgodność z mapami PIV, a różnice wynikają ze zmiany kształtu elastycznej geometrii. Zarówno przypadek tętnicy zdrowej, jak i chorej są przykładami przepływu trójwymiarowego, na co wskazują rezultaty symulacji CFD przedstawione za pomocą trajektorii ruchu płynu na rysunkach 7.30 i 7.33.



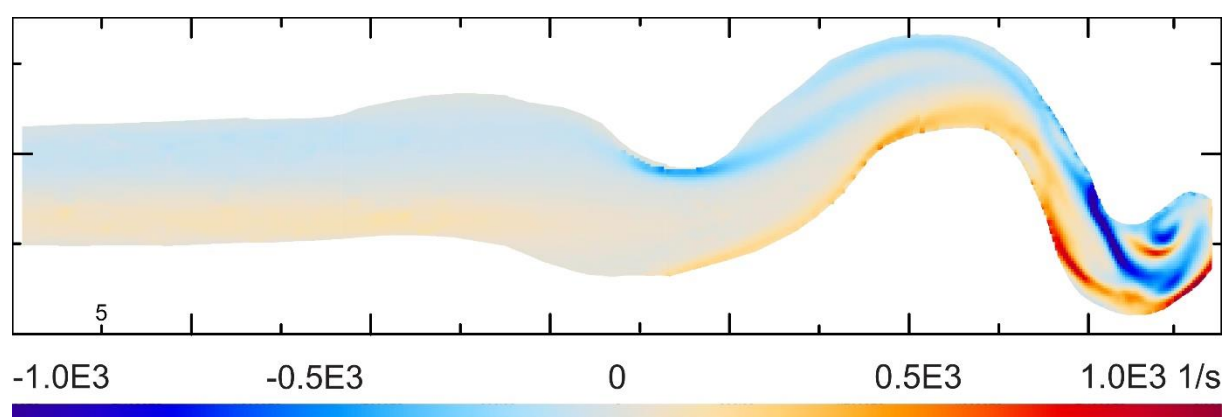
Rysunek 7.33. Rozkład prędkości otrzymany z symulacji obliczeniowej dla przepływu $q = 4,0 \text{ ml/s}$ przez model tętnicy ludzkiej ze zmianami miażdżycowymi. Na górze przekrój zgodny z PIV, na dole linie prądu z całej objętości

Wirowość

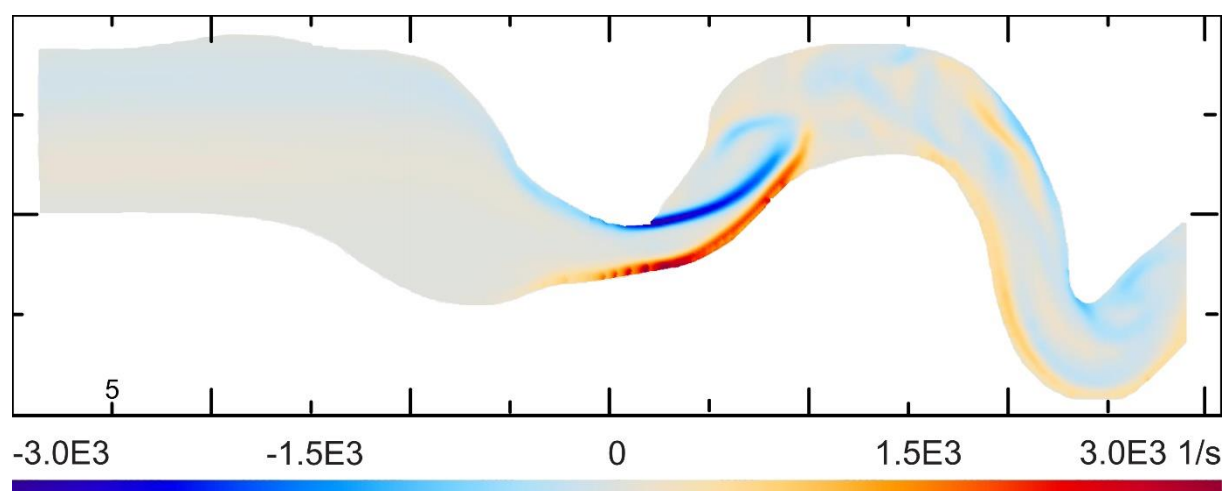
W następnych krokach analizy wyznaczona została wartość wirowości według równania 4.17, która jest uproszczoną wersją równania 4.18 z rozdziału 4.3.4.5 ze względu na pomiar dwuwymiarowy:

$$\omega = \frac{\partial v}{\partial x} - \frac{\partial u}{\partial y} \quad (7.1)$$

Rezultaty analizy przedstawione na rysunku 7.34 dla modelu tętnicy zdrowej oraz na rysunku 7.35 dla modelu tętnicy chorej. Również w tym wypadku skala wartości została zapisana w formacie naukowym, a jednostką wirowości jest $1/s$. Wartości niebieskie odpowiadają wirowości z kierunkiem wiru przeciwnym do ruchu wskazówek zegara, natomiast kolor czerwony ruchowi zgodnemu z ruchem wskazówek zegara. Należy zwrócić uwagę, że oba wyniki zostały zaprezentowane w różnym zakresie skali – zarówno wartości wirowości, jak i powiększenia. Na rysunku 7.34 można zauważyć, że największe wartości otrzymywane są w obszarze końca geometrii, w redukcji średnicy przy jednoczesnej najmocniejszej zmianie kierunku płynięcia strumienia.



Rysunek 7.34. Rozkład zmierzonej za pomocą PIV wartości wirowości w badanej geometrii modelu ludzkiej zdrowej tętnicy

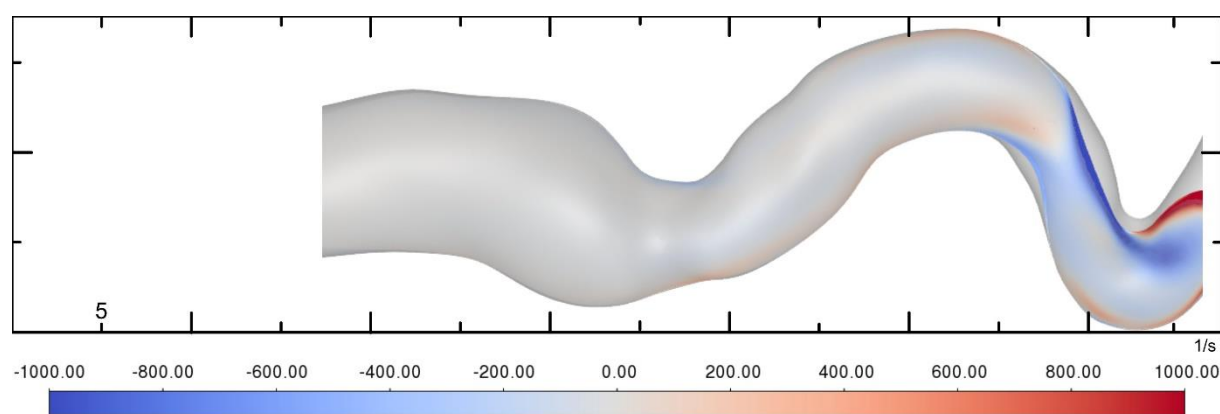


Rysunek 7.35. Rozkład zmierzonej za pomocą PIV wartości wirowości w badanej geometrii modelu ludzkiej tętnicy ze zmianą miażdżycową

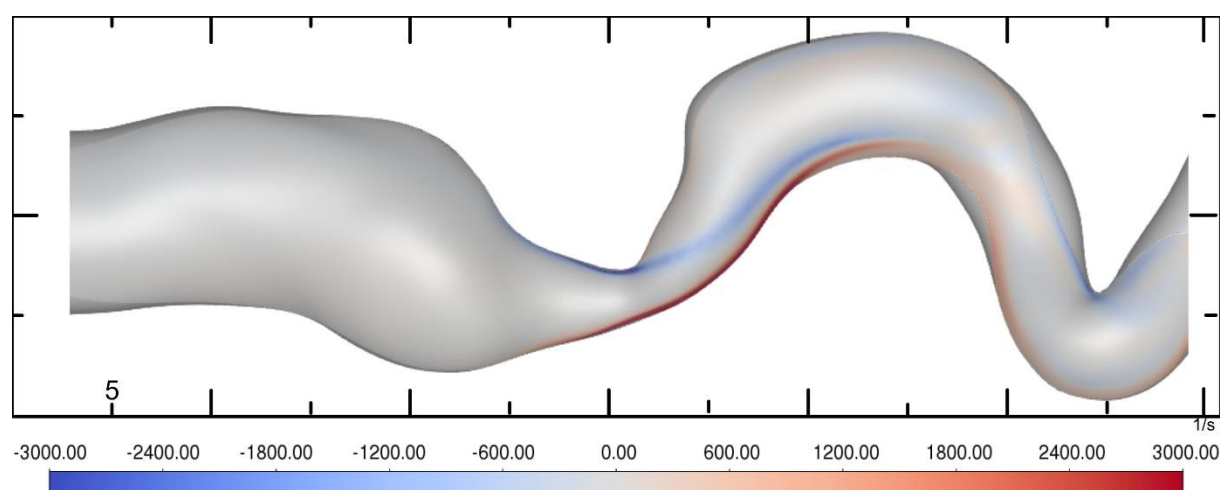
W przypadku tętnicy chorej z rysunku 7.35 wynika, że największe wartości wirowości występują w miejscu zmiany miażdżycowej. Wirowość jest tam około 10-krotnie silniejsza niż

w przypadku zdrowej tętnicy. Podobne wartości wirowości otrzymywane są w końcowej części modelu tętnicy w obu wariantach, co wskazuje na zachowanie podobieństwa obu geometrii pomimo nieidealnie jednakowego ułożenia do pomiaru.

Kolejne obrazy – 7.36 i 7.37 przedstawiają rezultaty obliczeniowe wirowości. Porównując je do uzyskanych z pomiarów PIV, widać nieco mniejszą zgodność niż w przypadku rozkładu prędkości, ale wynika to z faktu, że obliczenia są wykonywane dla trójwymiarowego przepływu, a nie uproszczonego dwuwymiarowego. Zakres wirowości pozostaje w podobnej skali dla obu wariantów.



Rysunek 7.36. Rozkład wyznaczonej przez obliczeniową mechanikę płynów wartości wirowości w badanej geometrii modelu ludzkiej zdrowej tętnicy



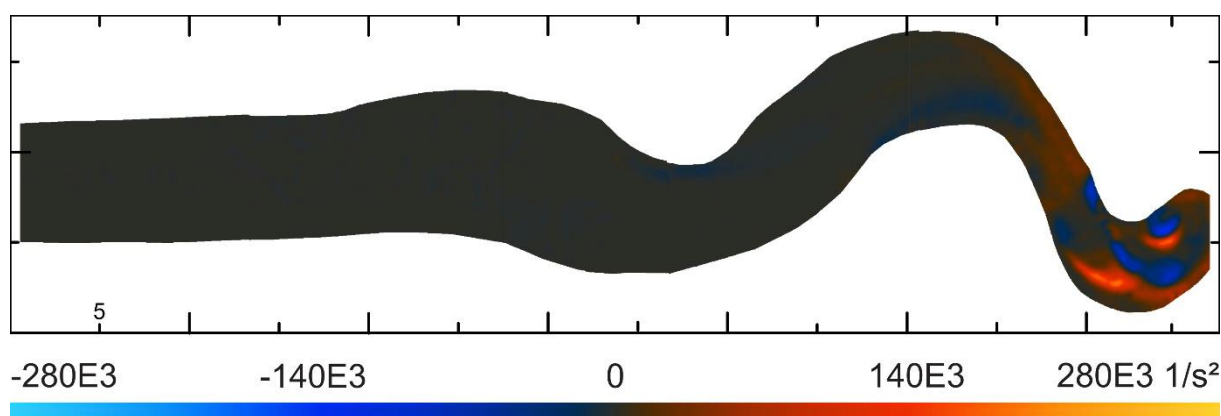
Rysunek 7.37. Rozkład wyznaczonej przez obliczeniową mechanikę płynów wartości wirowości w badanej geometrii modelu ludzkiej tętnicy ze zmianą miażdżycową

Siła wirowości

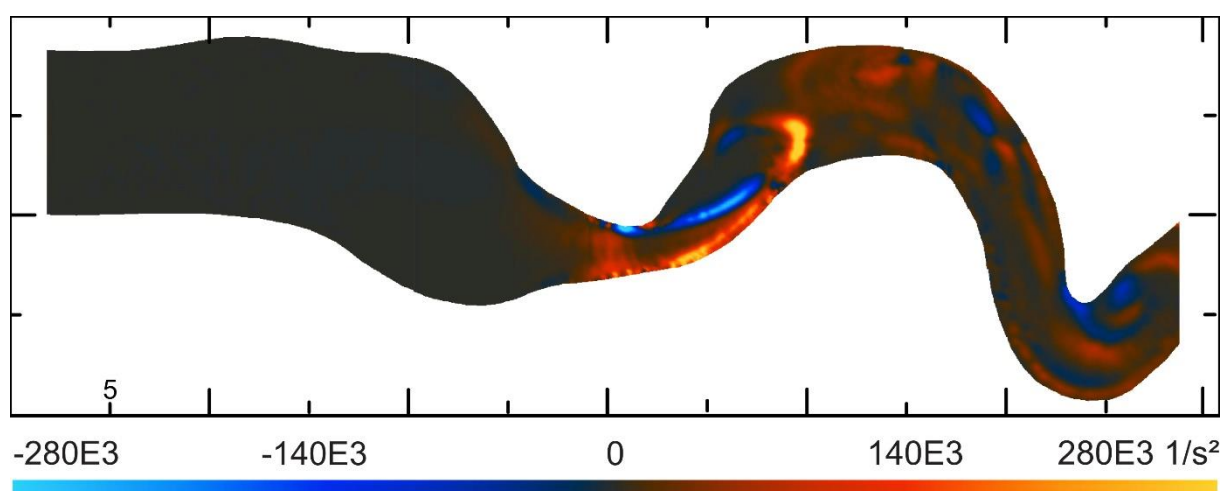
Kolejną pochodną wyznaczoną z rezultatów analizy PIV jest siła wirowości, która stanowi miarę lokalnego tempa wirowania wewnątrz wiru. Ponownie, ze względu na pomiar wartości dwuwymiarowych, nie jest możliwe obliczenie gradientów w kierunku osi z. Równanie siły wirowania ma postać:

$$\lambda^2 = \frac{1}{4} \left(\frac{\partial U}{\partial x} \right)^2 + \frac{1}{4} \left(\frac{\partial V}{\partial y} \right)^2 - \frac{1}{2} \frac{\partial U}{\partial x} \frac{\partial V}{\partial y} + \frac{\partial V}{\partial x} \frac{\partial U}{\partial y} \quad (7.2)$$

Lokalne minima siły wirowania o wartości ujemnej można wykorzystać do identyfikacji rdzeni wirowych, natomiast wartości dodatnie wskazują obszary przepływu, w których może występować ścinanie, ale nie ma ruchu wirowego [1]. Rezultaty tej analizy przedstawiono na rysunku 7.38 dla modelu tętnicy zdrowej oraz na rysunku 7.39 dla przypadku tętnicy chorej.



Rysunek 7.38. Rozkład wartości siły wirowości w badanej geometrii modelu ludzkiej zdrowej tętnicy



Rysunek 7.39. Rozkład wartości siły wirowości w badanej geometrii modelu ludzkiej tętnicy ze zmianą miażdżycową

W tym przypadku obrazy mają tę samą skalę wartości siły wirowości. Z tego zestawienia wynika, że największe wartości ścinania mogą występować w miejscu oderwania strumienia o największej prędkości od ścianki geometrii za przewężeniem powstałym na skutek wystąpienia miażdżycy. W przypadku tętnicy zdrowej wartości są znacznie niższe.

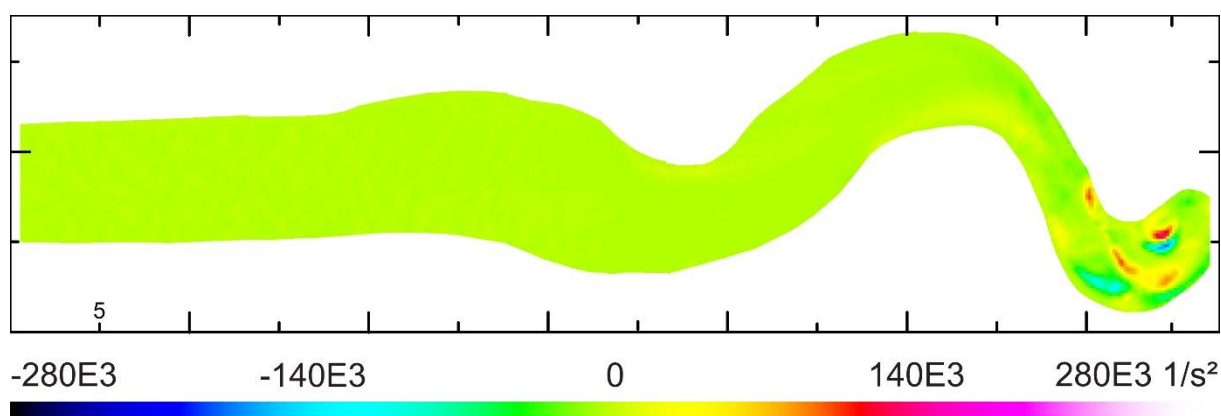
Kryterium-Q

Kolejnym narzędziem do identyfikacji wirów jest kryterium-Q (ang. *Q-Criterion*). Równanie ma postać:

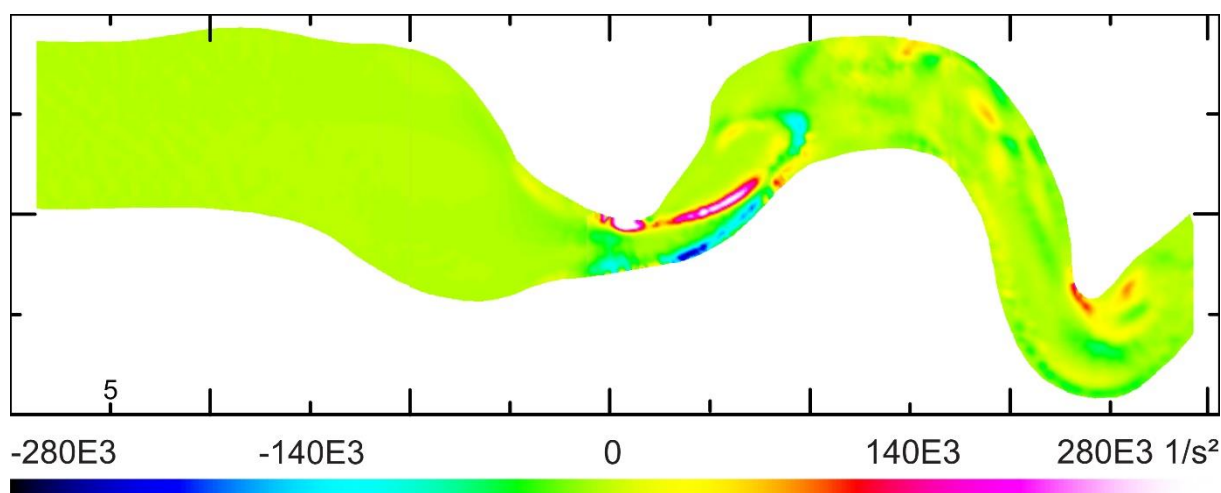
$$Q = \left(\frac{\partial U}{\partial x} \frac{\partial V}{\partial y} - \frac{\partial V}{\partial x} \frac{\partial U}{\partial y} \right) + \left(\frac{\partial V}{\partial y} \frac{\partial W}{\partial z} - \frac{\partial W}{\partial y} \frac{\partial V}{\partial z} \right) + \left(\frac{\partial U}{\partial x} \frac{\partial W}{\partial z} - \frac{\partial W}{\partial x} \frac{\partial U}{\partial z} \right) \quad (7.3)$$

Również w tej sytuacji równanie należy uprościć ze względu na pomiar dwuwymiarowy. W takim przypadku wyznaczanie wirów odbywa się jedynie w dwóch wymiarach:

$$Q = \frac{\partial U}{\partial x} \frac{\partial V}{\partial y} - \frac{\partial V}{\partial x} \frac{\partial U}{\partial y} \quad (7.4)$$



Rysunek 7.40. Rozkład wartości kryterium Q w badanej geometrii modelu ludzkiej zdrowej tętnicy



Rysunek 7.41. Rozkład wartości kryterium Q w badanej geometrii modelu ludzkiej tętnicy ze zmianą miażdżycową

Lokalne maksima wartości równania 7.4 identyfikują rdzenie wirów, natomiast wartości ujemne mogą wskazywać na ścinanie, jednak przy braku ruchu wirowego [1]. Rezultaty oraz wnioski z nich idące są zbliżone do otrzymywanych z siły wirowości. Dla pomiarów dwuwymiarowych, gdzie nie ma możliwości uwzględnienia składowej prostopadłej do płaszczyzny pomiarowej wyniki obu metod są prawie identyczne.

Tensor szybkości ścinania

Tensor szybkości ścinania jest kinematycznym parametrem wyznaczanym z gradientów wartości wektorów prędkości. Równanie (7.5) opisuje ścinanie równoległe do odpowiednio każdej z płaszczyzn xy , xz i yz :

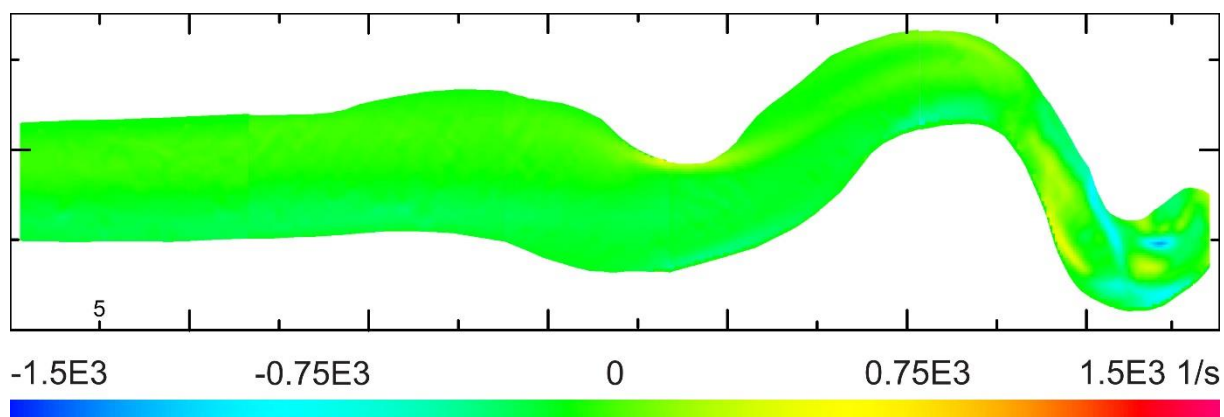
$$\bar{\tau} = \left(\frac{\partial W}{\partial y} + \frac{\partial V}{\partial z} \right) \bar{i} + \left(\frac{\partial U}{\partial z} + \frac{\partial W}{\partial x} \right) \bar{j} + \left(\frac{\partial V}{\partial x} + \frac{\partial U}{\partial y} \right) \bar{k} \quad (7.5)$$

W przypadku pomiaru dwuwymiarowego człony równania zawierające pochodne wzdłuż osi z nie mogą być policzone, stąd równanie na tensor szybkości ścinania przyjmuje uproszczoną postać:

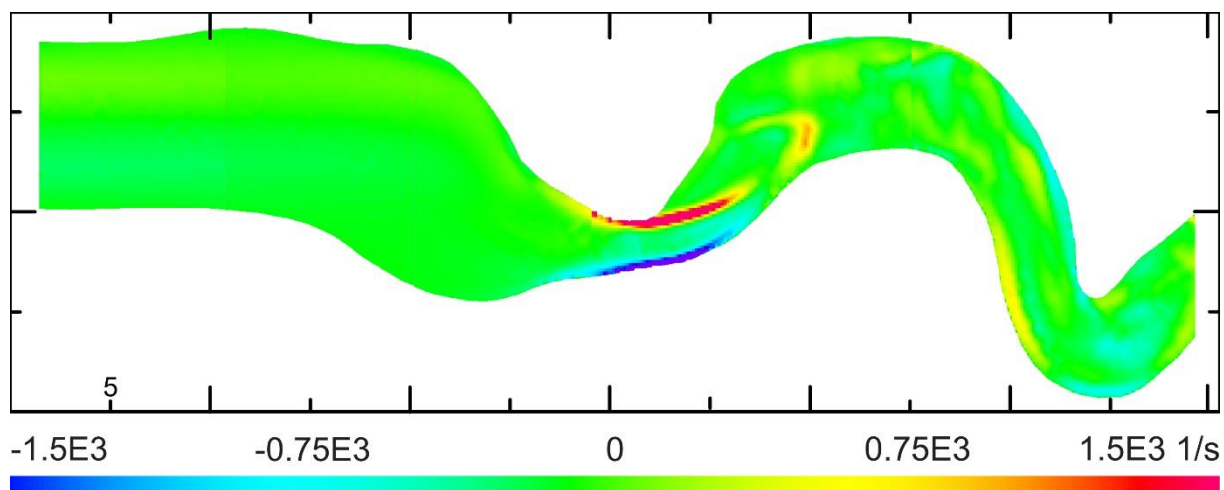
$$\bar{\tau}_z = \frac{\partial V}{\partial x} + \frac{\partial U}{\partial y} \quad (7.6)$$

Rezultaty dla obu wariantów modelu tętnicy znajdują się na kolejnych rysunkach 7.42 i 7.43.

Wartość tensora naprężeń wskazuje na wystąpienie ewentualnej deformacji elementów płynu. W przypadku geometrii zdrowej pojawiają się w niewielkim stopniu, przy zaistnieniu zmiany chorobowej znacząco wzrastają wartości ścinania w okolicy największych gradientów prędkości, co może wskazywać na miejsca wystąpienia hemolizy.



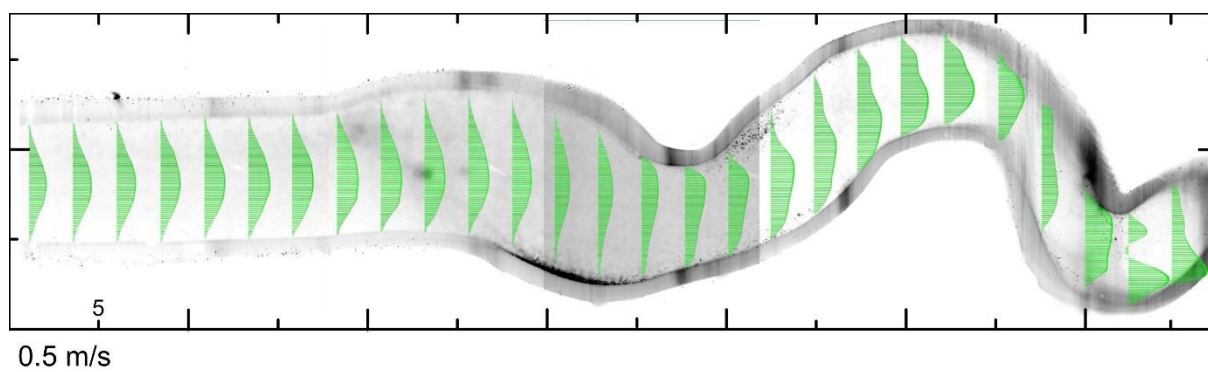
Rysunek 7.42. Rozkład wartości tensora szybkości ścinania w badanej geometrii modelu ludzkiej zdrowej tętnicy



Rysunek 7.43. Rozkład wartości tensora szybkości ścinania w badanej geometrii modelu ludzkiej tętnicy ze zmianą miażdżycową

Profil prędkości

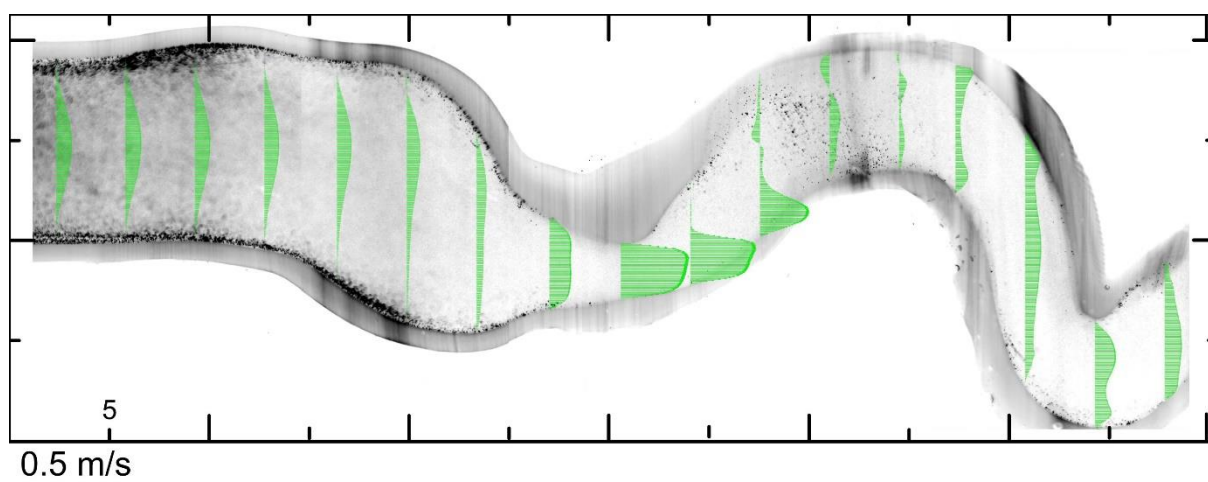
Profil prędkości jest jednym z narzędzi oceny poprawności rezultatów, jak i oceny podobieństwa. Zostało to zaprezentowane na rysunkach 7.10 oraz 7.17. Połączenie krzywej profilu prędkości z obrazem konturów badanej geometrii umożliwia spojrzenie na rezultaty z innej perspektywy. Widoczny jest w ten sposób profil strumienia wpływającego do geometrii, który z założenia powinien być profilem ustalonym niezaburzonym. Możliwe jest również łatwiejsze dostrzeżenie zmian wartości wektorów prędkości na poszczególnych przekrojach. Przykłady takiej prezentacji wyników zaprezentowano na rysunkach 7.44 i 7.45.



Rysunek 7.44. Profile prędkości $\vec{u}$ wzdłuż badanej geometrii modelu tętnicy szyjnej w wielu przekrojach

Na rysunku 7.44 widoczny jest charakterystyczny profil ustalonego strumienia cieczy na wlocie do badanego obszaru geometrii. W dalszej części rozkład wygląda zgodnie z przewidywaniami dla tej geometrii. Ciekawym zjawiskiem jest drugi profil od prawej strony, gdzie strumień w widoczny sposób jest podzielony na dwa przy brzegach ścianek, a w osi geometrii widać cofanie cieczy. To obszar, który według rezultatów kryterium Q (rysunek 7.40) czy siły wirowości (rysunek 7.38), jest lokalizacją rdzeni wirowych o największej sile, zgodnie z rysunkiem 7.42.

W przypadku geometrii ze zmianą miażdżycową można zauważyć dość szybkie zmiany, które rozpoczynają się w miejscu przewężenia. Przede wszystkim prędkość lokalna jest w tym miejscu około czterokrotnie wyższa, co było widać z porównania rysunków 7.28 i 7.31. Siła tego strumienia powoduje duży wir w szerszej części geometrii, widoczny nie tylko na profilach prędkości, ale również na pochodnych tych wartości. Zmiana strumienia spowodowała ustabilizowanie płynu na wylocie zbadanej części geometrii.



Rysunek 7.45. Profile prędkości $\vec{u}$ wzdłuż badanej geometrii modelu tętnicy szyjnej ze zmianami miażdżycowymi w wielu przekrojach

7.2. Wyniki badań stereoskopowej laserowej anemometrii obrazowej w mikro-skali

Pomiary laserowej anemometrii obrazowej 2D2C PIV w niektórych przypadkach niosą ze sobą niezgodność wartości wektora prędkości wynikającą z braku informacji o trzeciej składowej wektora prędkości, z rzeczywistą prędkością poruszającego się płynu. W przepływach trójwymiarowych może to mieć istotne znaczenie. Ogólne zasady pomiarów stereoskopowych zostały przedstawione w rozdziale 4.4, a wykorzystanie do pomiarów w skali mikro – w rozdziale 4.5.

Potwierdzenie możliwości wykorzystania układów 2D3C PIV do pomiarów w geometriach wytworzonych z wykorzystaniem druku 3D było jednym z głównych celów niniejszej pracy, m.in. ze względu na brak udokumentowanego potwierdzenia przeprowadzenia takiego pomiaru na świecie.

Pomiary stereo- μ PIV zostały przeprowadzone z wykorzystaniem aparatury PIV firmy Dantec Dynamics, w skład której wchodzi:

- program pomiarowy Dynamic Studio v8 zainstalowany na komputerze stacjonarnym ze środowiskiem Windows 11 Professional;
- urządzenie synchronizujące Performance Synchronizer; jitter $\leq 50ps$;
- kamery HiSense Zyla o rozdzielczości 2560×2160 pikseli, rozmiarze pojedynczego piksela $6,5 \mu m$ i maksymalnej częstotliwości pracy $40 fps - 20Hz PIV$, głębia obrazów $12 bit$;
- mikroskop stereoskopowy Leica m165 FC z regulowanym powiększeniem w zakresie $\times 2.2$ do $\times 36$, dystans roboczy 20mm w powietrzu;
- laser dwu-impulsowy DualPowert B Dantec Dynamics o nominalnej energii w impulsie $2 \times 145mJ$, czas trwania impulsu laserowego $6 - 9ns$;
- optyka generowania noża świetlnego firmy Dantec Dynamics;
- układ kalibracyjny skonstruowany przez autora pracy bazujący na układzie kalibracyjnym firmy Dantec Dynamics.

Dodatkowo wykorzystywano pompkę strzykawkową KDS Legato 200 o zakresie pracy od $< 1 ml/min$ do $156 ml/min$, używając jednej szklanej strzykawki 100 ml. Do pomiarów przygotowano 2 roztwory: o współczynniku załamania światła $RI_{p1} = 1,5015$ zawierający fluorescencyjne cząstki posiewu o rozmiarze $5\mu m$ oraz roztwór o $RI_{p2} = 1,5037$ zawierający fluorescencyjne cząstki posiewu o rozmiarze w zakresie $1 - 20 \mu m$.

Wydruki wykonano przy użyciu żywicy fotopolimerowej Formlabs Clear Resin V4.

7.2.1. Modele nr 7 i 8 – model tętnicy szyjnej ze zmianą miażdżycową w wydruku 3D z zastosowaniem cieczy immersyjnej oraz model tętnicy z symulowaną zmianą miażdżycową w pomiarach stereoskopowej anemometrii obrazowej

Pomiary stereoskopowe PIV w skali mikro okazały się bardzo wymagające na etapie przygotowań do pomiarów. Pierwsze próby pomiarów przeprowadzono na modelu przygotowanym jedynie poprzez polerowanie powierzchni zewnętrznej, podobnie jak w rozdziałach 7.1.1 i 7.1.2, jednak w tym przypadku jakość oraz płaskość powierzchni uniemożliwiały dokonanie pomiarów. Dopiero koncepcja z rozdziału 6.6.3 i rysunku 6.15 z zastosowaniem cieczy immersyjnej umożliwiła pomiarów StereoPIV.

Do przeprowadzenia kalibracji konieczne było wykonanie szeregu zdjęć płytki kalibracyjnej przy zmiennej odległości od obiektywu mikroskopu w zakresie $\langle -x, -x/2, 0, x/2, x \rangle$, gdzie 0 oznacza ogniskową obiektywu mikroskopowego, x – głębi ostrości, wartości ujemne to płaszczyzny znajdujące się na dystansie większym niż ostrość obiektywu, a wartości dodatnie – na dystansie mniejszym. W ten sposób opracowywany jest wzorzec kalibracyjny do systemów mierzących 3 składowe wektora prędkości.

Należy zauważyć, że wartość ogniskowej obiektywu będzie zmieniać się w zależności od współczynnika załamania światła ośrodka badanego, jak też od głębokości obrazowania wewnątrz tego ośrodka. Przykładowo, zmiana fizyczna położenia płytki kalibracyjnej znajdujące się w zbiorniczku z cieczą przygotowaną do pomiarów o $RI = 1,5015$ wzdłuż osi mikroskopu o $100\ \mu\text{m}$ wymagała przesunięcia obiektywu jedynie o $64\ \mu\text{m}$, aby ostrość obrazu była ponownie osiągnięta. Znajomość tej wartości pozwala precyzyjnie określić położenie obszaru pomiarowego poprzez odnalezienie położenia punktu charakterystycznego, np. powierzchni badanego obiektu, a następnie, zmieniając za pomocą śruby mikrometrycznej mikroskopu położenie obrazowania, wykorzystuje się ową zależność.

Do przeprowadzenia pomiarów przygotowano 3 geometrie:

- kanalik prosty i równolegle położony względem płaszczyzny pomiarowej, który ma potwierdzić poprawność pomiarów (składowe v i w bliskie 0);
- kanalik prosty i równolegle położony względem płaszczyzny pomiarowej z przewężeniem asymetrycznym (rysunek 7.47a) – model 8;
- geometria tętnicy szyjnej ze zmianą miażdżycową (rysunek 7.46a) – model 7 identyczny jak model 3 z rozdziału 7.1.3, jedynie ustawiony pod innym kątem do płaszczyzny pomiarowej.

Wszystkie wydrukowane geometrie miały wartość współczynnika załamania światła równą $RI_{druk} = 1,5032$. Jak się okazało, w pomiarach stereoskopowych zgodność współczynnika załamania światła pomiędzy cieczą a ciałem stałym musi być znacznie większa niż w przypadku układów prostych 2D2C PIV. Różnica dla płynu pierwszego wynosiła $|RI_{druk-p1}| = 0,0017$, a dla płynu drugiego $|RI_{druk-p2}| = 0,0005$. Ta niewielka różnica spowodowała, że do pomiarów konieczne było użycie cieczy o większych cząstkach posiewu.

Ze względu na złożoność pomiaru aparaturę pomiarową uproszczono do formy z pierwszych modeli 1–3 i zaprezentowanej na rysunku 7.4. Parametry pomiarowe dla pierwszej geometrii – modelu tętnicy szyjnej ze zmianą miażdżycową wynosiły:

- przepływ 2 ml/s;
- obszar pojedynczej ekspozycji: $4,5 \times 3,8 \text{ mm}$;
- rozdzielczość kamery: $2560 \times 2160 \text{ pikseli}$;
- powierzchnia obrazowania przez jeden piksel: $1,76 \times 1,76 \mu\text{m}$;
- obszar wyznaczania pojedynczego wektora prędkości płynu: od $56,3 \times 56,3 \mu\text{m}$ do $169 \times 169 \mu\text{m}$;
- czas pomiędzy impulsami lasera: $100 - 400 \mu\text{s}$;
- częstotliwość pomiarowa: 15 Hz ;
- liczba zdjęć ekspozycji: 43–249.

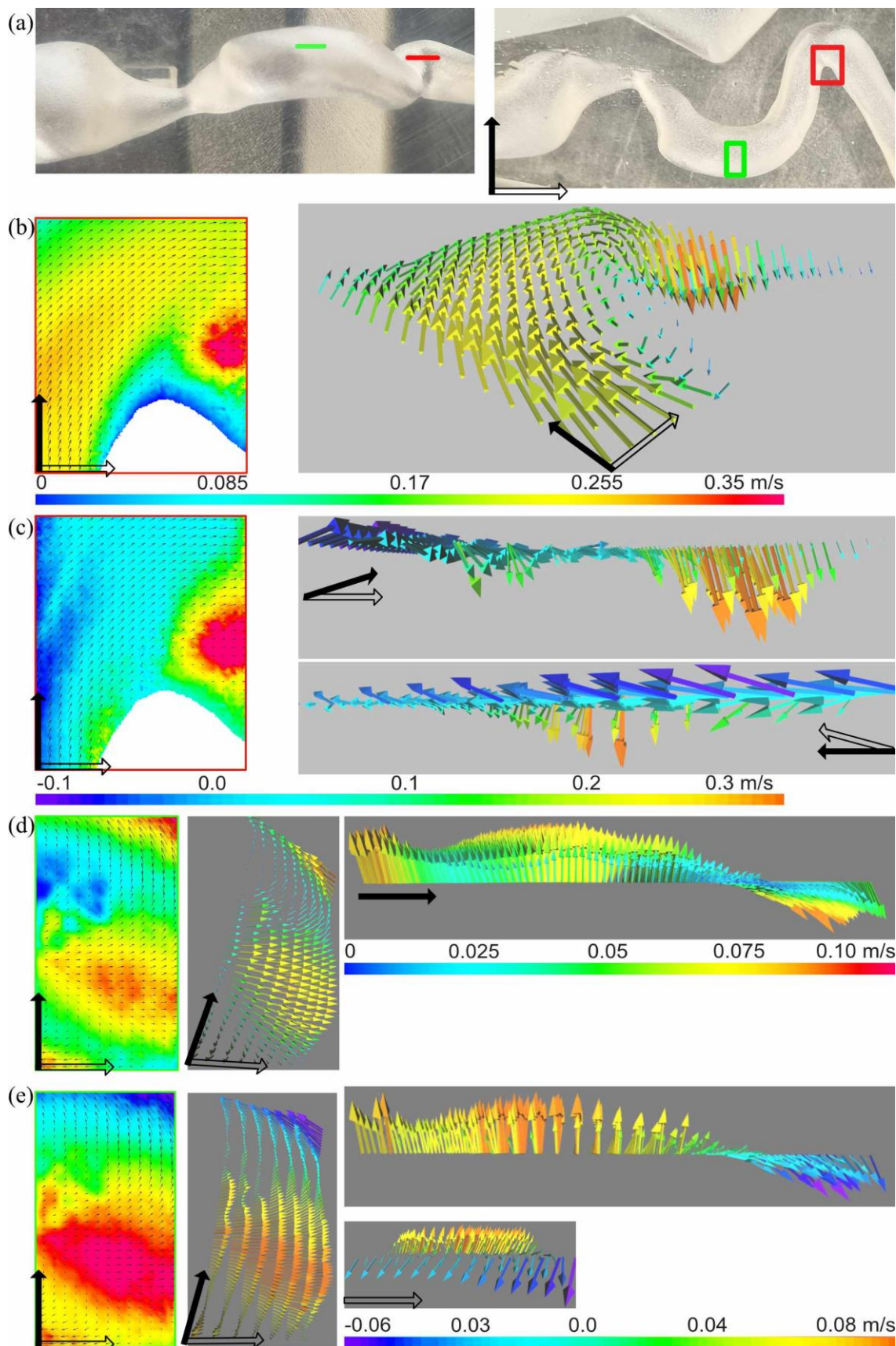
Analiza obrazów 2D3C PIV jest nieco inna niż w przypadku klasycznego 2D2C PIV. Przede wszystkim należy obrazy ograniczyć do obszaru wspólnego dla obu kamer oraz wykonać korekcję trapezowego obszaru zarejestrowanego na prostokątnej matrycy kamery, co wynika z obrazowania pod kątem innym niż 90° (rozdział 4.4.1). Stąd też faktyczne obszary mierzone będą zawsze mniejsze niż zarejestrowane w trakcie pomiaru. Dla modelu 7 wyniki pomiarów zaprezentowano na rysunku 7.46.

Na obrazach 7.46a wskazano obszary pomiarowe i ich położenie na zdjęciach wydrukowanej geometrii. Dodatkowo białą i czarną strzałką przedstawiono układ odniesienia dla łatwiejszego zorientowania rezultatów 3D.

Obraz oznaczony czerwonym prostokątem ma wymiar $3 \times 3,6 \text{ mm}$ i rezultaty dla tej części badanego przewodu zostały zaprezentowane na rysunkach 7.46b oraz 7.46c. Obraz 7.46b po lewej przedstawia w sposób dwuwymiarowy trzy składowe wektora prędkości. Wielkość, kierunek i zwrot wektorów dają informacje o dwóch składowych (u, v) wektora prędkości, podobnie jak standardowe 2D2 PIV. Kolor tła zawiera jednak informację o wartości

wypadkowej wektora prędkości z uwzględnieniem wszystkich 3 składowych (u, v, w). Łatwo zauważyć, że największe wartości wektora trójskładowego wcale nie pokrywają się z mapą wektorów dwuskładowych. Obszar oznaczony kolorem czerwonym znajduje się w rejonie wektorów o przeciętnej długości. Wskazuje to na znaczną wartość składowej prostopadłej do płaszczyzny pomiarowej, co potwierdza widok trójwymiarowy z prawej strony obrazu 7.46b. Na obrazie 7.46c przedstawiono tę samą mapę wektorów co na obrazie 7.46b, jednakże kolor tła tym razem informuje o wartości trzeciej składowej wektora prędkości. Dołączono również dwa rzuty trójwymiarowe z widokiem na mapę wektorową od dołu obrazka w czerwonej ramce oraz z lewej strony. Wartości dodatnie na tej skali oznaczają zwrot wektora prędkości skierowany w dół geometrii (obraz 7.46a po lewej), natomiast wartości ujemne – zwrot wektora skierowany ku górze.

Obraz w czerwonej ramce ma rozmiar $1,5 \times 2,6 \text{ mm}$ i analogiczne rezultaty zostały przedstawione na rysunku 7.46d dla wypadkowej wartości wektora prędkości (u, v, w) oraz na rysunku 7.46e dla podkreślenia składowej (w). Tym razem wartości dodatnie na tej skali oznaczają zwrot wektora prędkości skierowany w górę geometrii (obraz 7.46a po lewej), natomiast wartości ujemne – zwrot wektora skierowany w dół.



Rysunek 7.46. Rezultaty stereo- μ PIV dla geometrii modelu 7 z zaznaczonymi miejscami pomiarowymi (a), wartości wektora prędkości (u , v , w) dla obszaru czerwonego na obrazie (b) oraz zielonego na obrazie (d), wartości składowej w dla obszaru czerwonego na obrazie (c) oraz zielonego na obrazie (e)

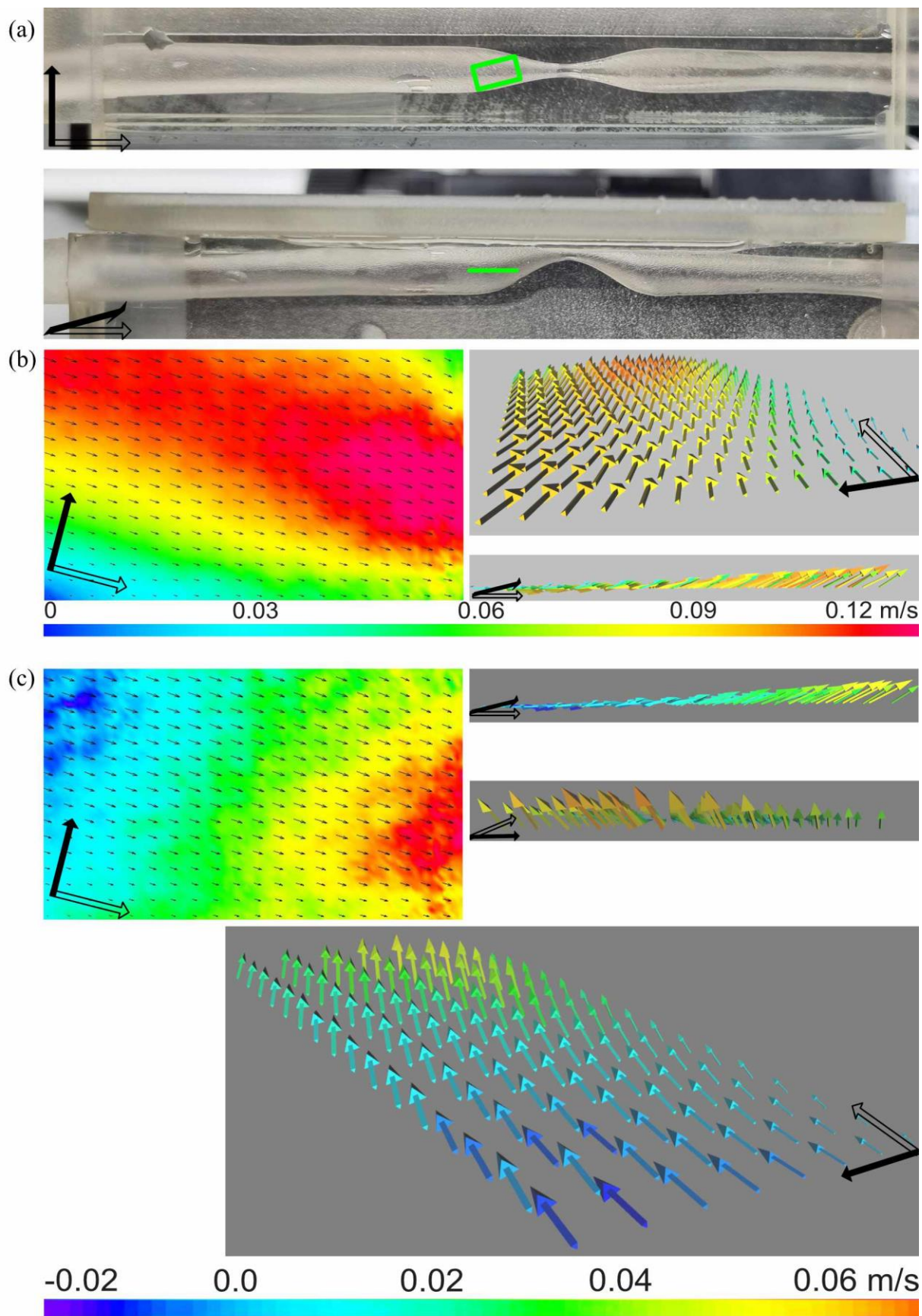
Na rysunku 7.47. przedstawiono wyniki pomiarów stereo- μ PIV dla prostszej geometrii, która również miała potwierdzić poprawność otrzymywanych rezultatów. Ruch płynu przed przewężeniem jest dość łatwy do przewidzenia i zweryfikowania. Na obrazie 7.47a zaprezentowano kształt badanej geometrii w widoku od strony kamery (górny obraz) oraz od strony oświetlania wiązką laserową (dolny obraz). Ze względu na problemy instalacyjne geometrię do tego pomiaru należało umieścić pod nieregularnym kątem w odniesieniu do obszaru obrazowania, co zostało zaznaczone zieloną ramką.

Obraz 7.47b pokazuje dwuwymiarową trójskładową mapę wektorową, na której kolorem zaznaczono wartość wypadkową wektora prędkości (u, v, w) , widok izometryczny oraz boczny. Na obrazie 7.47c ponownie zastosowano określenie wartości składowej w wektora prędkości. Wartości dodatnie oznaczają ruch płynu w górę (odnosząc się do rysunku dolnego 7.47a). Wartości ujemne są raczej wartościami okołozerowymi mieszczącymi się w granicach błędu pomiarowego.

Przedstawione rezultaty są najprawdopodobniej pierwszymi na świecie wynikami pomiarów trójskładowych wewnątrz geometrii powstałych poprzez druk 3D. Ilość zebranych i przedstawionych wyników jest niewielka ze względu na ograniczony czas dostępu do aparatury pomiarowej pozwalającej na tego typu pomiary. Jak widać na rysunkach 7.46 i 7.47, pomiary PIV w złożonych geometriach mogą dać dużo więcej informacji, jeśli wykorzystywana jest aparatura do pomiarów wszystkich trzech składowych wektora prędkości.

Dokładniejsze informacje o sposobie przeprowadzenia kalibracji oraz porównanie rezultatów z symulacjami matematycznymi zostaną zaprezentowane w przygotowywanym artykule poświęconym zastosowaniu druku 3D do pomiarów PIV.

Pomiary StereoPIV wykonano dzięki uprzejmości prof. dr. hab. inż. Jana Wajsa, który udostępnił aparaturę pomiarową będącą na wyposażeniu Zakładu Ogrzewnictwa, Wentylacji, Klimatyzacji i Chłodnictwa Wydziału Inżynierii Mechanicznej i Okrętownictwa Politechniki Gdańskiej.



Rysunek 7.47. Rezultaty stereo- μ PIV dla geometrii modelu 8 z zaznaczonym miejscem pomiarowym (a), wartości wektora prędkości (u, v, w) (b), wartości składowej w na obrazie (c)

7.3. Wyniki badań planarnej laserowo indukowanej fluorescencji w mikroskali

Niezaprzeczalną zaletą systemu planarnej laserowo-indukowanej fluorescencji jest wykorzystywanie tych samych komponentów do pomiarów co w przypadku PIV. Wszystkie pomiary PLIF zostały przeprowadzone z użyciem aparatury PIV firmy Dantec Dynamics, w skład której wchodzi:

- program pomiarowy Dynamic Studio v7;
- urządzenie synchronizujące Timer Box;
- kamera FlowSense MkII 4M o rozdzielczości 2048×2048 pikseli, rozmiarze pojedynczego piksela $7,4 \mu m$ i maksymalnej częstotliwości pracy $14,8 \text{ fps}$, głębokości obrazów 8, 10 i 12 bit;
- obiektyw kamery Nikon 60 mm F2.8 AF Micro wraz z pierścieniami dystansowymi dobieranymi do potrzeb danego eksperymentu;
- laser dwu-impulsowy NewWave Solo III-15, wykorzystywano jedynie jedną wnękę w trakcie eksperymentów;
- układ optyczny doprowadzenia wiązki laserowej, składający się z trzech zwierciadeł oraz optyki generowania regulowanego noża świetlnego zestawiony przez firmę Eurotek.

Dodatkowo wykorzystywano pompkę strzykawkową KDS Legato 200. Do pozycjonowania mierzonego obiektu względem wiązki laserowej oraz obiektywu kamery użyto stolików mikrometrycznych Standa. Oczwistym i koniecznym komponentem aparatury pomiarowej jest filtr górno-przepustowy, który odetnie światło laserowe a przepuszczać będzie jedynie światło emitowane przez barwnik fluorescencyjny. Zastosowanym barwnikiem była rodamina 6G.

7.3.1. Model nr 9 – model tętnicy z przewężeniem dwustronnym symetrycznym

Pomiary rozkładu stężenia oraz jego zmiany w czasie w modelach układu krwionośnego pozwolą na określenie czasu przebywania płynu w danym fragmencie przewodu układu krwionośnego. Jest to istotny wskaźnik określający stopień wymiany płynu we fragmentach narażonych na jego zbyt długą stagnację.

Przeprowadzone pomiary PLIF bazują na bezwymiarowych wartościach, ale określenie wartości stężenia w tego typu pomiarach nie jest istotne. Również zachowanie zgodności współczynnika załamania światła nie jest kluczowym składnikiem powodzenia pomiarów.

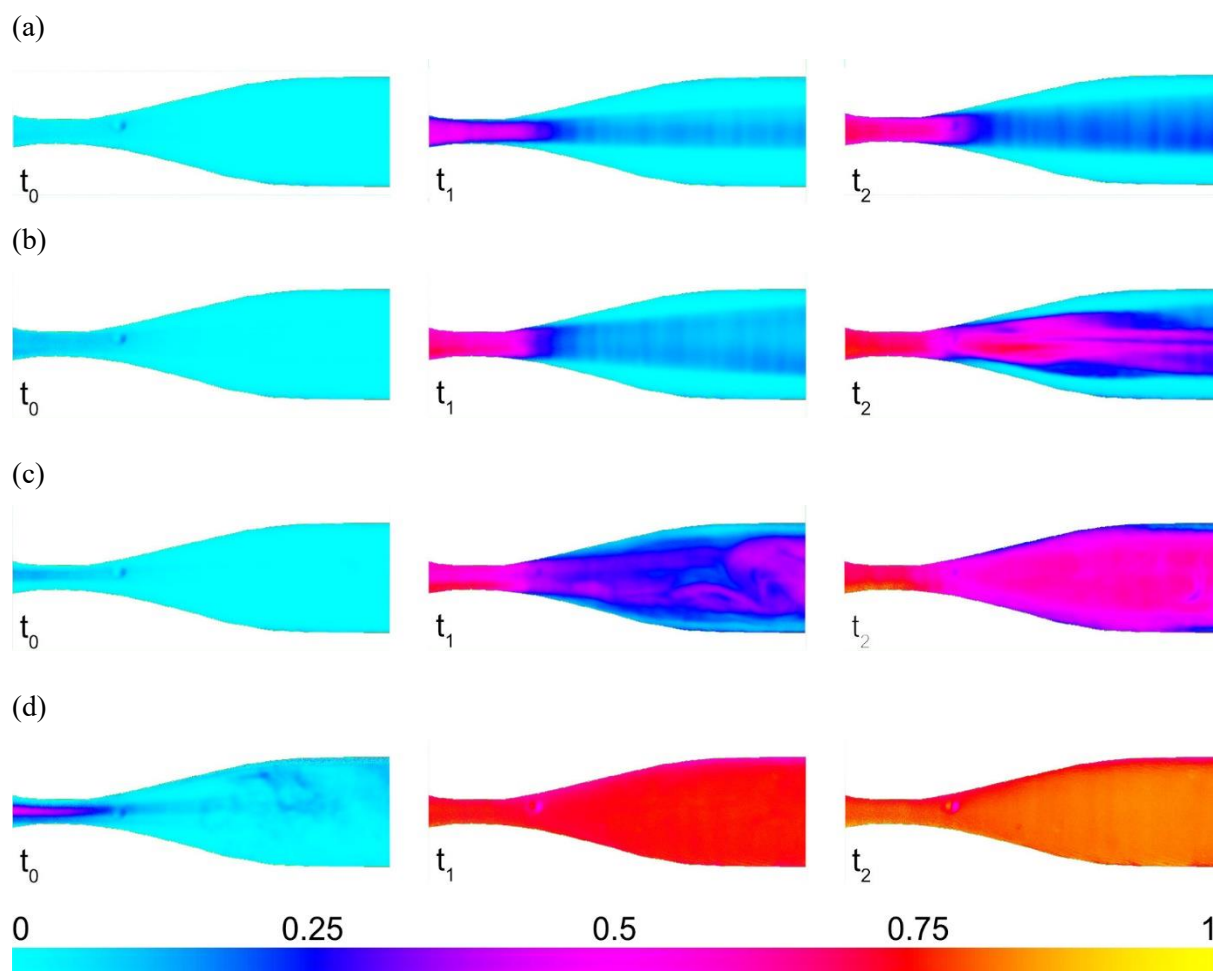
W ramach testów możliwości przeprowadzenia pomiarów PLIF w układach wydrukowanych w technologii 3D wykonano pomiary w geometrii zaprojektowanej do pomiarów PIV zgodnie z opisem w rozdziale 6.6.3 (wykorzystanie cieczy immersyjnej oraz szkiełka mikroskopowego do eliminacji matowej powierzchni wydrukowanego elementu). Ciecz pomiarową, ze względu na możliwość wykorzystania jej jednokrotnie, przygotowano używając wody destylowanej z barwnikiem fluorescencyjnym. Zastosowana geometria została przedstawiona na rysunku 7.48 – obrazuje dwustronną zmianę miażdżycową w modelu ludzkiej tętnicy.



Rysunek 7.48. Model druku 3D przygotowany do pomiarów PLIF

W pierwszym etapie pomiaru należy wyznaczyć krzywą kalibracyjną zależności stężenia od intensywności emisji objętości rejestrowanej przez każdy piksel kamery. Krzywa kalibracyjna jest wyznaczana niezależnie dla każdego piksela, stąd niezwykle istotne jest, aby układ mierzony i pomiarowy zachowały niezmienną pozycję względem siebie do końca pomiarów. Nie mając wiedzy o odpowiednim zakresie kalibracyjnym dla danego ośrodka oraz medium, należy wcześniej eksperymentalnie sprawdzić maksymalne stężenie pomiarowe. Można to osiągnąć, wyznaczając krzywą kalibracyjną wzrastającego stężenia do momentu osiągnięcia przeświecenia obrazu kamery (zbyt silny sygnał) lub też do momentu wyznaczenia zakresu prostoliniowości krzywej. Ponadto krzywa kalibracyjna powinna pokrywać cały zakres stężeń wykorzystywanych do pomiarów, tak aby w trakcie analizy po pomiarach program przeliczał stężenie jedynie poprzez interpolację. Następnie pomiar rozpoczęto od oczyszczenia układu z resztek barwnika oraz napełniono wodą o bezwymiarowym stężeniu trasera równym 0 [–]. Wykonano szereg pomiarów, zmieniając skokowo zasilanie układu na ciecz o stężeniu bezwymiarowym równym 0,9 pełnego zakresu kalibracyjnego oraz dla różnych strumieni przepływu. Ponieważ system działa jedynie na interpolacji wartości sygnału z wyznaczonej krzywej kalibracyjnej należy zawsze stosować stężenie w trakcie pomiarów niższe od stężenia maksymalnego podczas kalibracji. Ponadto zasadnym jest stosowanie różnych stężeń

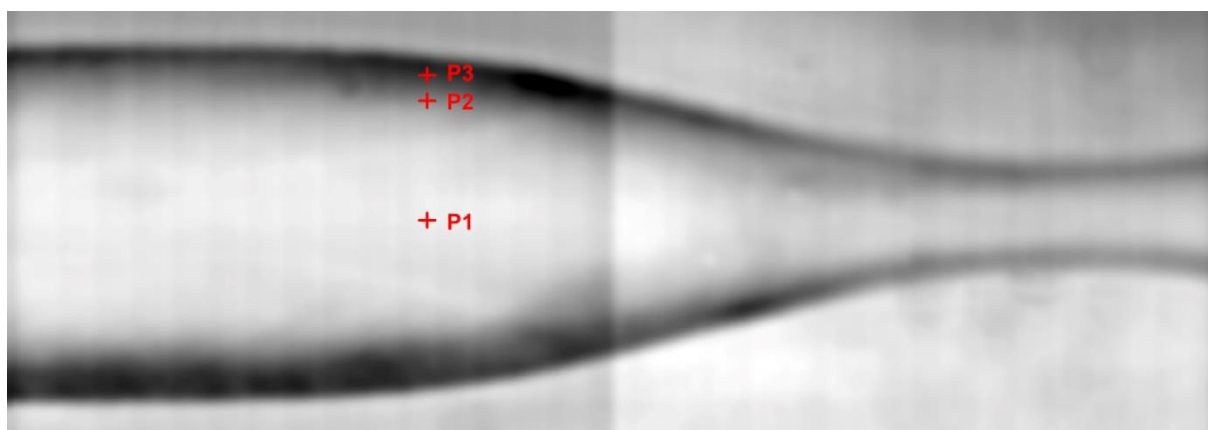
pomiarowych w celu weryfikacji prawidłowości pomiarów potwierdzając dążenie krzywej do właściwego stężenia pomiarowego. W tym celu zastosowano zawór trójdrożny o średnicy zbliżonej do średnicy przewodów łączących. Częściowe rezultaty przedstawiono na rysunku 7.49. Czas t_0 dla każdego przypadku określany był jako moment pojawienia się strumienia cieczy o stężeniu $c > 0$. Dla każdego strumienia przepływu odstęp czasowy od momentu wpuszczenia roztworu do układu do momentu zarejestrowania pierwszego sygnału jest inny i nie w pełni proporcjonalny dla najmniejszych strumieni. Może to wynikać zarówno z niepewności określenia czasu dotarcia cieczy z barwnikiem przy strumieniach $< 1 \text{ ml/s}$, jak również samego charakteru strumienia. Strumień płynącego roztworu na obrazie 7.47a wynosił $0,167 \text{ ml/s}$, na obrazie 7.47b $0,334 \text{ ml/s}$, na obrazie 7.47c $0,834 \text{ ml/s}$, a na obrazie 7.47d $2,5 \text{ ml/s}$. Stan prezentowany na obrazach oznaczonych czasem t_1 jest momentem zarejestrowanym dokładnie 1 sekundę po czasie t_0 , a obrazy oznaczone czasem t_2 jest po kolejnej 1 sekundzie.



Rysunek 7.49. Zmienność bezwymiarowego stężenia w przepływie przez przewężenie będące modelem zmiany miażdżycowej w tętnicy człowieka dla przepływu równego $0,167 \text{ ml/s}$ na obrazie (a),

0,334 ml/s na obrazie (b), 0,834 ml/s na obrazie (c) i 2,5 ml/s na obrazie (d) w momencie t_0 oznaczającym pojawienie się barwnika na obrazie kamery, $t_1 = t_0 + 1 \text{ sekunda}$ oraz $t_2 = t_1 + 1 \text{ sekunda}$

W celu porównania rozkładu czasu przebywania płynu dla różnych strumieni przepływu zestawiono zmienność stężenia w punkcie dla każdego zmierzonego strumienia. Na rysunku 7.50 przedstawiono lokalizację trzech punktów na obrazie mierzonej geometrii, z których zebrano i zestawiono informacje. Punkt P1 jest oddalony od środka przewężenia o dwukrotność średnicy wlotowej ($d_0 = 4,2 \text{ mm}$) oraz znajduje się w osi geometrii. Punkty P2 i P3 są usytuowane na tym samym dystansie wzdłuż geometrii co punkt P1, przy czym punkt P2 znajduje się na dystansie $\frac{6}{16} d_0$ od osi, a punkt P3 w odległości $\frac{7}{16} d_0$ od osi (warstwa przyścienna).

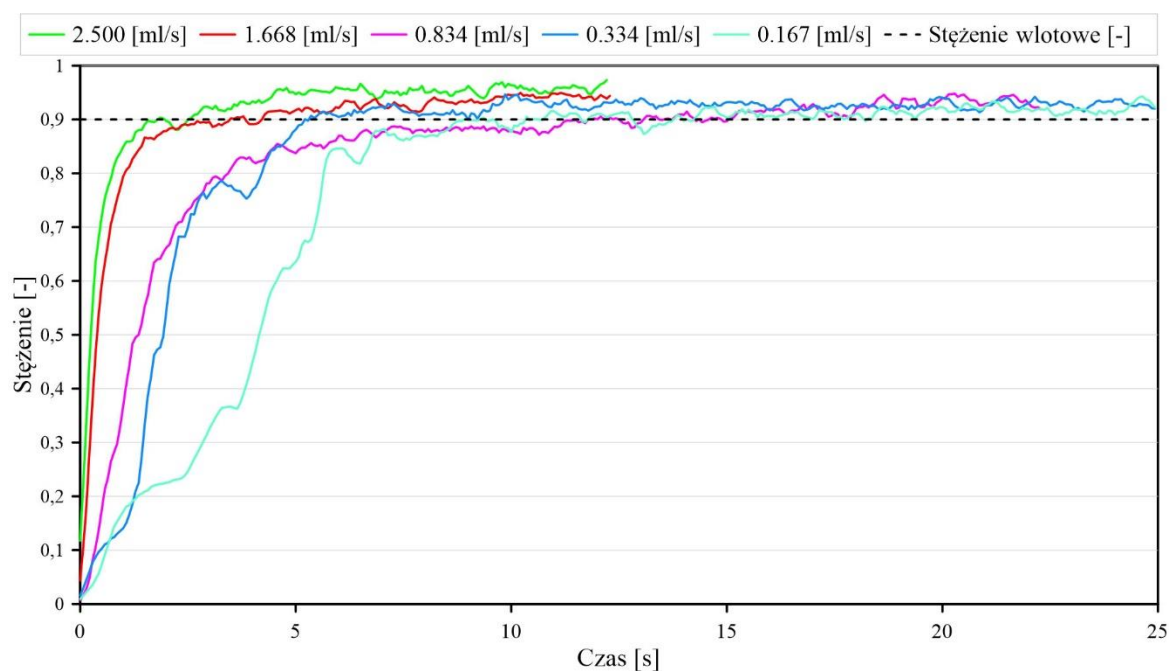


Rysunek 7.50. Usytuowanie punktów P1, P2 i P3 na tle badanej geometrii

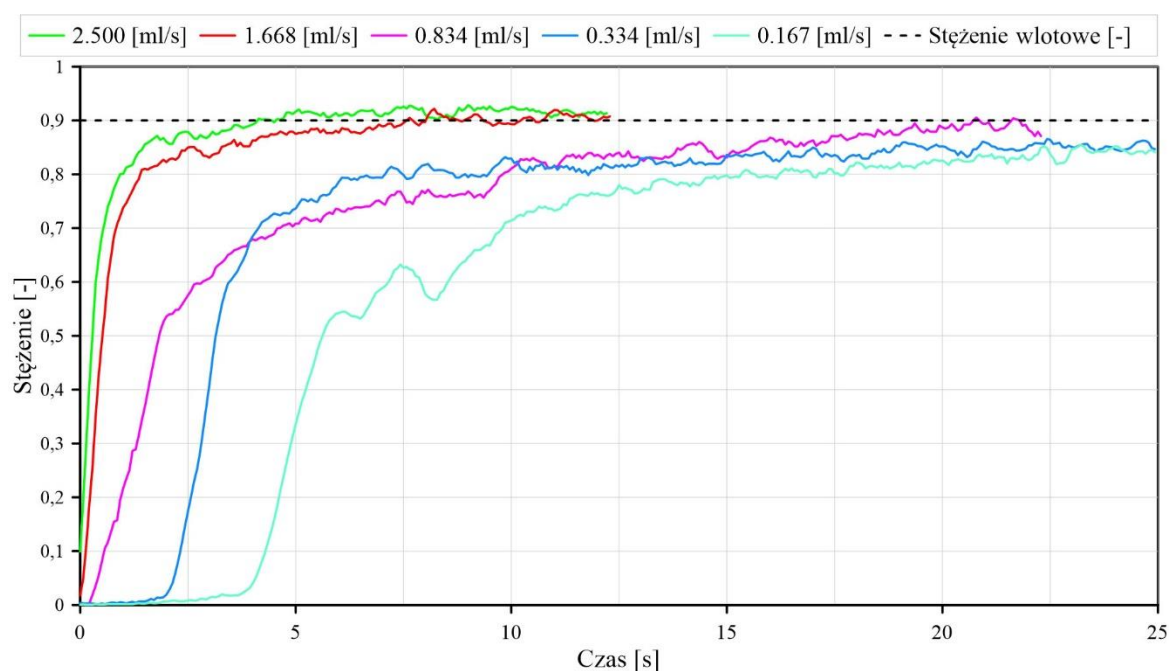
Dokładność wyników bez zastosowania korekcji energii wiązki laserowej jest rzędu stabilności energii wiązki laserowej, która dla tego lasera zgodnie z kartą katalogową wynosi $\pm 4\%$. Ponadto należy wziąć pod uwagę zużycie lasera, którego mierzona energia wynosi około 50% energii nominalnej. Stąd wyniki na wykresie 7.51 dla punktu P1 mogą przekraczać wartość wprowadzaną do układu o około 5%. Z rysunku 7.51 można wyczytać podobieństwo wyników dla strumieni $>1 \text{ ml/s}$, jak również dla przepływów 0,834 ml/s i 0,334 ml/s lecz z odpowiednim opóźnieniem uzyskania wartości maksymalnej oraz odmienny charakter dla strumienia 0,167 ml/s .

Podobny charakter przebiegu jest dla punktu P2, znajdującego się znacznie bliżej ścianki za przewężeniem zgodnie z rysunkiem 7.52. Przebieg dla strumieni $>1 \text{ ml/s}$ wygląda niemal identycznie, osiągając wartości maksymalne w podobnym czasie. Zważywszy, że dla tego przebiegu wartości dążą do stężenia pomiarowego, można przypuszczać, że wartości

z rysunku 7.51 zostały zawyżone innymi powodami niż niestabilność lasera (dane do obu wykresów pochodzą z jednego pomiaru). Przyczyną takiej sytuacji może być nagromadzenie substancji fluorescencyjnej (rodamina 6G) na ścianie w obszarze wyznaczania krzywej przebiegu. W takich wypadkach, można przyjąć, że wartość, do której dążą krzywe, jest wartością docelową.

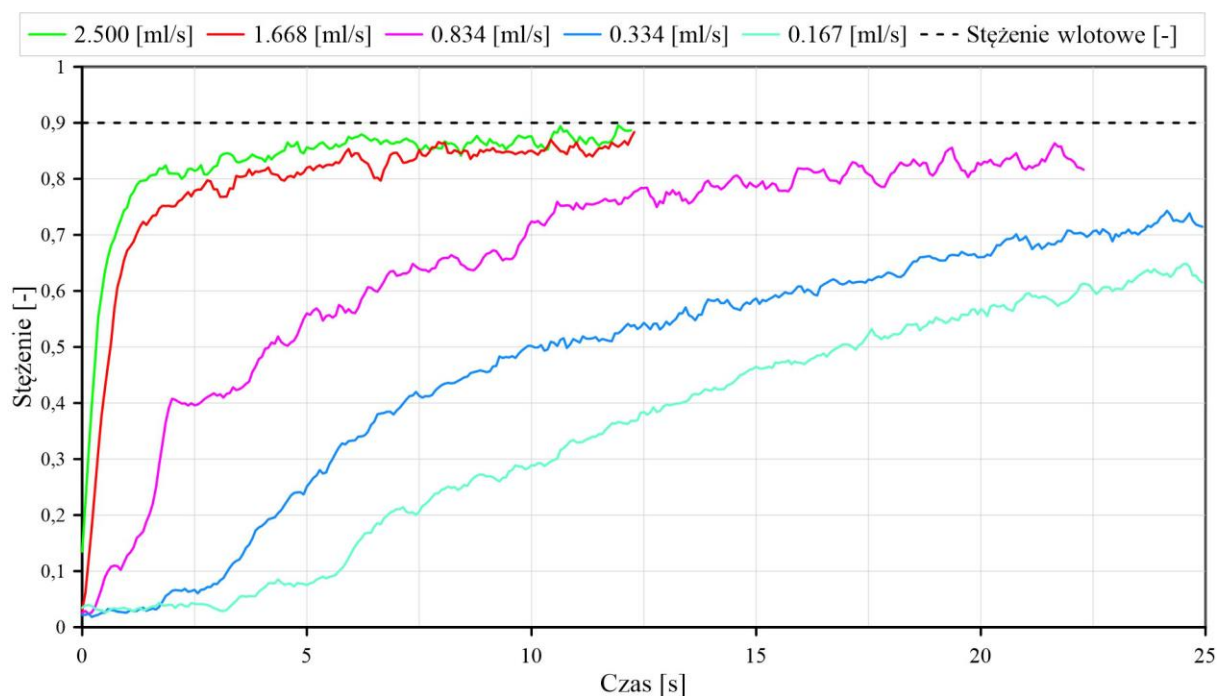


Rysunek 7.51. Zmiana stężenia w czasie dla punktu P1 dla pięciu strumieni płynu o stężeniu wlotowym równym 0,9 [-]



Rysunek 7.52. Zmiana stężenia w czasie dla punktu P2 dla pięciu strumieni płynu o stężeniu wlotowym równym 0,9 [-]

Znacząca różnica jest zauważalna na rysunku 7.53 dla punktu P3 – warstwy przyściennej. Dla przepływów $>1 \text{ ml/s}$ ze względu na ograniczony czas pomiaru nie udało się uzyskać stabilności stężenia na poziomie stężenia pomiarowego, choć kształt krzywej przypomina przebiegi z rysunków 7,51 i 7,52, z pewnym przeciągnięciem w czasie osiągnięcia poszczególnych stężeń. W przypadku strumienia $0,834 \text{ ml/s}$ początkowy wzrost stężenia został nagle zahamowany, a następnie stopniowo zmieniało się w tempie znacznie wolniejszym, charakterystycznym dla strumieni $0,334 \text{ ml/s}$ i $0,167 \text{ ml/s}$.



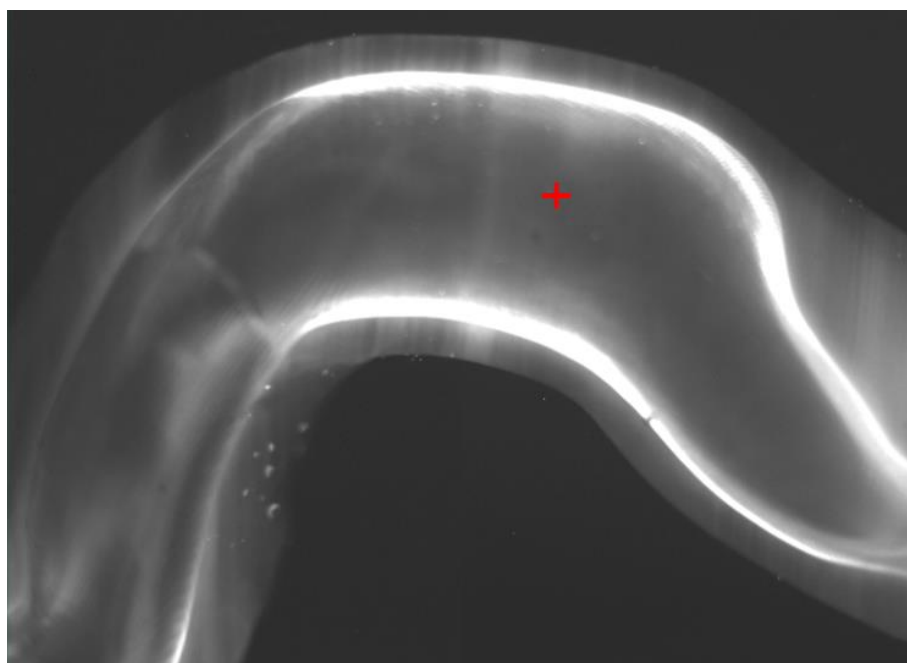
Rysunek 7.53. Zmiana stężenia w czasie dla punktu P3 dla pięciu strumieni płynu o stężeniu wlotowym równym 0,9 [-]

7.3.2. Model nr 10 – model tętnicy szyjnej ze zmianą miażdżycową w wydruku 3D z zastosowaniem biokompatybilnej żywicy elastycznej

Geometria mierzona w tym przypadku to nie tylko ta sama geometria co w przypadku modelu 6, ale również badania przeprowadzono na tym samym wydruku po zakończeniu pomiarów PIV. Wszystkie warunki aparatury pomiarowej zachowano takie same jak opisane w rozdziale 7.1.5 dla modelu tętnicy chorej. Pomiary PLIF przeprowadzono jednak tylko dla jednej ekspozycji, ze względu na konieczność przeprowadzenia powtórnej kalibracji za każdym razem, gdy zmienia się obszar pomiarowy. Jednakże dla tej jednej ekspozycji przeprowadzono pomiary dla 4 różnych strumieni: $2,0 \text{ ml/s}$, $1,0 \text{ ml/s}$, $0,5 \text{ ml/s}$ i $0,25 \text{ ml/s}$.

Podobnie jak w przypadku opisanym w rozdziale poprzednim pomiary rozpoczęły się od wyznaczenia krzywej kalibracyjnej. W wybranym zakresie pomiarowym, krzywa ta pozostała prostoliniowa, a do pomiarów wykorzystano jedną z cieczy kalibracyjnych, o stężeniu 0,6 [—]. Na moment rozpoczęcia pomiarów w tym przypadku wybrano czas uruchomienia pompki strzykawkowej, co można było zaobserwować na obrazach kamery poprzez ruch pęcherzyka powietrza, który w tym celu pozostawiono wewnątrz geometrii.

Lokalizacja punktu wyznaczania rozkładu stężenia w czasie wewnątrz badanej geometrii przedstawiono na rysunku 7.54.

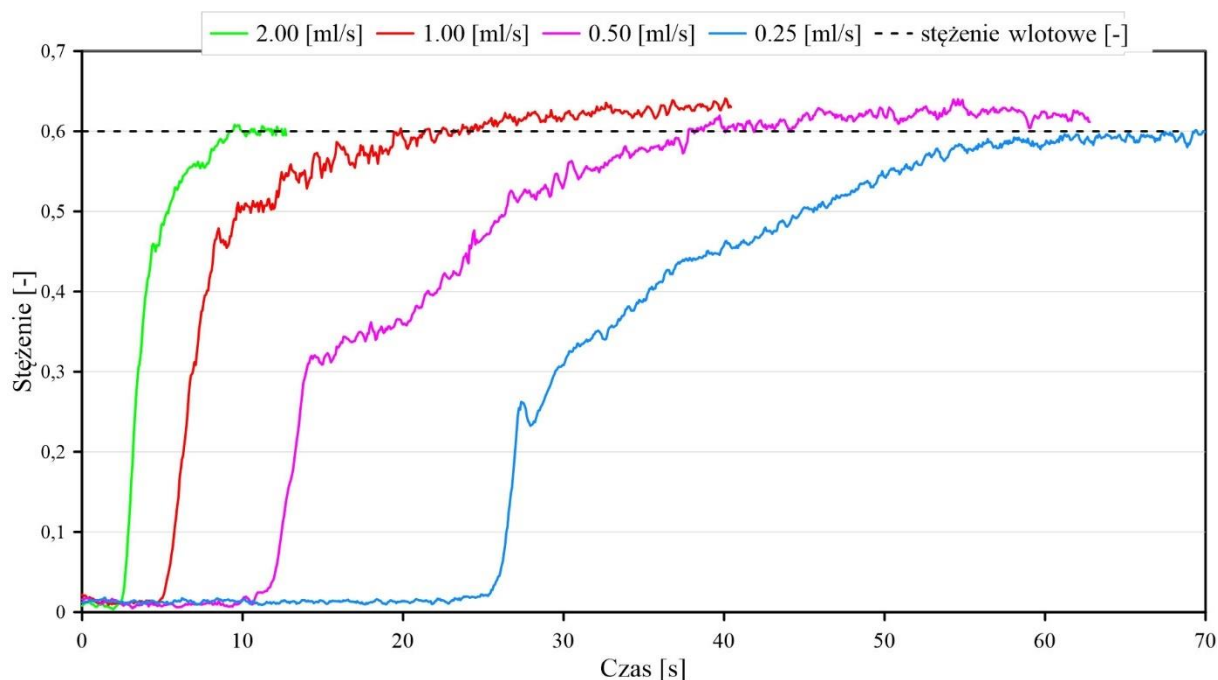


Rysunek 7.54. Umieszczenie punktu wyznaczania zależności stężenia w czasie dla czterech strumieni przepływu w modelu tętnicy szyjnej ze zmianą miażdżycową

Rezultaty przeprowadzonych pomiarów zaprezentowano na wykresie na rysunku 7.55. Widoczny na nim jest przebieg czterech krzywych oznaczających stężenie w punkcie zaznaczonym na rysunku 7.54. Wartości zbliżone do zerowych oznaczają czas od momentu wprowadzenia cieczy z barwnikiem do układu do momentu pojawienia się pierwszego sygnału na obrazach z kamery. Wszystkie krzywe, w tym wypadku, powinny dążyć do wartości 0,6 [—]. Dla pierwszej krzywej $2,0 \text{ ml/s}$, wartość początkowa jest bliska zerowemu stężeniu (czysta woda destylowana) i po nieco ponad 2 sekundach pojawia się sygnał pochodzący od cieczy z barwnikiem fluorescencyjnym. Wartość docelową stężenia osiąga po około 6 sekundach.

Kolejny strumień, dwukrotnie mniejszy, pojawia się po około 2-krotnie dłuższym czasie. Również osiągnięcie wartości docelowej zajmuje blisko 13 sekund, czyli w przybliżeniu

dwukrotność w porównaniu do czasu dla pierwszego strumienia. Kolejny strumień ma moment pojawienia się sygnału w okolicy 11 sekundy. Jest to kontynuacja zależności liniowej czasu pojawienia się sygnału od natężenia strumienia przepływu. Wartość docelowa osiągnięta zostaje po około 27 sekundach, co też daje się wpisać w zależność liniową. Ostatni, najmniejszy strumień czas pojawienia się sygnału ma w okolicy 25 sekundy, co jest wartością nieco większą od oczekiwanej, ale wciąż na granicy błędu. Wartość 0,6 [–] w okolicy 62 sekundy, co podobnie jest wartością niewiele większą od oczekiwanej.



Rysunek 7.55. Rozkład wartości bezwymiarowego stężenia w czasie dla czterech strumieni natężenia przepływu w modelu tętnicy szyjnej ze zmianą miażdżycową

W rozdziale wykazano możliwość pomiaru rozkładu przebywania cieczy w geometriach obrazujących elementy układu krwionośnego. Opracowana metodyka pomiarowa umożliwia oznaczenie stref martwych, recyrkulacji oraz bocznikowania – istotnych zjawisk z punktu widzenia procesów zdrowotnych.

8. Dyskusja

8.1. Zastosowanie druku 3D do badania problemów układu krwionośnego

Zważywszy na osiągnięte rezultaty, w pełni można potwierdzić, że technologia druku 3D ma istotne znaczenie dla rozwoju możliwości pomiarowych w elementach układu krwionośnego. Wydrukowane modele wykazują bardzo dobre właściwości optyczne i mechaniczne, choć wymagają odpowiedniego przygotowania do pomiarów. W niniejszej pracy została opracowana pełna procedura przygotowania do przeprowadzenia pomiarów PIV i PLIF, w odniesieniu do schematu na rysunku 4.3 i została szczegółowo omówiona poniżej.

1. Określenie zakresu i warunków pomiarowych, czyli przede wszystkim obszaru obrazowania. To właśnie ten warunek będzie wpływał na zastosowaną optykę i sposób dostosowania obiektu do badań. Znając parametry pożądaných obrazów oraz ograniczenia optyczne, można przejść do kolejnego kroku, czyli zaprojektowania stanowiska pomiarowego, a w szczególności samego wydruku 3D.
2. Zarówno dla pomiarów 2D2C PIV, 2D3C PIV, jak i PLIF istotne jest zachowanie odpowiedniej przejrzystości struktur. Laser w każdym przypadku musi znajdować się prostopadle do osi układu optycznego kamery. Należy przewidzieć w projektowanej geometrii zarówno dostęp wiązki laserowej przez gładką powierzchnię do wnętrza drukowanego elementu, jak też odpowiedni dostęp optyczny dla kamery. Spośród różnych koncepcji najlepsze rezultaty otrzymano, stosując polerowanie powierzchni od strony wiązki laserowej za pomocą papierów ściernych drobnoziarnistych, natomiast dla kamery najlepiej przygotować powierzchnię z wykorzystaniem cieczy immersyjnej i szkiełka nakrywkowego laboratoryjnego, zgodnie z rysunkami 6.15, 7.18, 7.46, 7.47 czy 7.48 dla wydruków twardych oraz 6.14 dla wydruków elastycznych. Sam kształt „obudowy” mierzonego kanału powinien być odpowiednio dostosowany do kształtu geometrii, jak również do ograniczeń optyki kamery. Możliwe, że w wielu przypadkach będzie potrzebne przemieszczanie albo układu pomiarowego względem badanej próbki, albo układu mierzonego względem pomiarowego. Jest to oczywiście możliwe jedynie dla aplikacji PIV. W każdym z tych przypadków należy zachować stałą grubość, na jakiej jest zogniskowany obraz z kamery wewnątrz mierzonej geometrii, licząc od płaszczyzny styku powietrza ze szkiełkiem mikroskopowym. Dokładnie na takiej samej głębokości powinna zostać przeprowadzona kalibracja systemu pomiarowego. W przypadku pomiarów stężeniowych PLIF kalibracja

jest wykonywana dla każdego piksela kamery niezależnie, dlatego w tym przypadku nie ma możliwości wykonania jakichkolwiek ruchów kamerą.

3. Przygotowanie wydruku 3D. Najlepsze rezultaty otrzymywano podczas wydruku wzdłuż osi drukowanego kanału. W każdym przypadku wykorzystywano najwyższą rozdzielczość druku, kalibracja ustawień drukarki była kilkakrotnie poprawiana w celu osiągnięcia największych dokładności. Kolejnym etapem po wydrukowaniu jest oczyszczenie z resztek nieutwardzonej żywicy, co wykonuje się za każdym razem w ten sam sposób z wykorzystaniem alkoholu izopropylowego i płuczki mechanicznej. Następnie należy wydruk osuszyć i utwardzić w podwyższonej temperaturze oraz wykorzystując promieniowanie UV. Czas utwardzania zależy od użytej żywicy i ostatecznie ma niewielkie znaczenie dla dalszych procesów pomiarowych. Jednakże, za każdym razem z drukowaną geometrią należy wydrukować prostopadłościan (proponowane wymiary to około $20 \times 10 \times 5\text{mm}$), który posłuży do pomiarów współczynnika załamania światła. Taki prostopadłościan powinien przechodzić proces druku i utwardzania w taki sam sposób jak geometria przygotowywana do pomiarów. Następnie należy wypolerować jedną ze ścian o największej powierzchni papierami ściernymi do gradacji przynajmniej P7000. Ta ścianka posłuży do pomiarów współczynnika załamania światła, który będzie punktem docelowym w trakcie przygotowania mieszaniny do pomiarów. Skład takiej mieszaniny podano w rozdziale 6.7.1. Należy tutaj przewidzieć, że dodanie zawiesiny posiewu wpłynie na współczynnik załamania światła o mniej niż 0,01 i raczej ma pomijalny wpływ na pomiary, jednakże należy kontrolnie sprawdzić wartość RI po dodaniu ostatniego składnika. Zanim zostanie dodany posiew, należy kilka mililitrów czystego roztworu pozostawić do zastosowania jako ciecz immersyjną zgodnie z rozdziałem 6.6.3 i rysunkami 6.15 czy 7.46. Ilość dodawanego posiewu została przykładowo podana w rozdziale 6.7.1, ale stężenie posiewu należy *de facto* dobrać do obszaru badanego i wykonuje się to najczęściej eksperymentalnie, stopniowo zwiększając ilość dodawanego posiewu i obserwując obrazy z kamery. W przypadku wydruku elastycznego bezpośredni pomiar RI jest raczej niemożliwy i określić tę wartość metodą pośrednią. Metoda ta została opisana w rozdziale 6.5 z przykładowymi obrazami na rysunku 6.10. W przypadku przygotowywania modelu do druku elastycznego 3D najodpowiedniejszym kątem ustawienia modelu okazał się być 45° , ze względu na podpory konieczne przy takim wydruku, jak i możliwość wydrukowania zamkniętego kanału bez podpór wewnętrznych. Przykład modelu wydrukowanego razem z podporami zaprezentowano na rysunku 8.1. Do przeprowadzenia pomiarów potrzebny jest zbiornik zapewniający płaskie ściany od strony

lasera, jak i kamery. Przykładowe rozwiązanie zostało zaprezentowane na rysunku 6.15. Zbiornik taki po zainstalowaniu badanej geometrii należy wypełnić roztworem, który będzie mieć współczynnik załamania światła zgodny z wydrukowaną geometrią, tak samo jak płyn wewnątrz geometrii. W tym przypadku możliwe jest zastosowanie czystej gliceryny, tak jak zostało to opisane w rozdziale 7.1.5.



Rysunek 8.1. Obraz wydruku geometrii elastycznej wraz z podporami

W pomiarach stężeniowych PLIF zniekształcenie obrazu nie ma aż tak krytycznego znaczenia jak w pomiarach PIV, jednak utrzymywanie zgodnego współczynnika załamania światła niewątpliwie ułatwia pomiary. Należy tutaj również pamiętać o zachowaniu odpowiednich parametrów reologicznych płynu.

4. W kolejnym kroku należy przygotować układ przepływowy. Głównymi elementami, poza badanym obiektem, są zbiornik z płynem oraz element wymuszający przepływ. Schemat takiego układu przedstawiono na rysunku 7.4. Dodatkowymi elementami są łaźnia wodna do utrzymania stałej temperatury roztworu, czujnik ciśnienia i różnicy ciśnień, przepływomierz. Liczba poszczególnych czujników jest zależna od liczby rozgałęzień. Przykładowy schemat przedstawiono na rysunku 7.22. Do tego należy dobrać odpowiedniej średnicy przewody łączące. Jeśli są to przewody elastyczne, to należy pamiętać o zastosowaniu prostego odcinka, sięgającego nieraz kilkudziesięciu centymetrów, celem uzyskania ustabilizowanego przepływu na wlocie do geometrii. Należy cały układ zapęłnić badaną cieczą, dbając o odpowietrzenie każdego odcinka, również poza miejscem obrazowania – uwolniony pęcherzyk powietrza w trakcie pomiarów zaburzy i zniekształci rezultaty.

5. Przygotowanie aparatury do pomiarów to dobranie odpowiedniej optyki oraz parametrów pracy systemu, tj. rozdzielczości kamery (kamer), częstotliwości pomiarowej, czasu pomiędzy impulsami lasera w parze PIV oraz czasu pomiaru (liczba zapisanych par zdjęć). Należy zestawiać ze sobą aparaturę pomiarową oraz obiekt badany, najlepiej z wykorzystaniem stolików ze śrubami mikrometrycznymi.
6. Wykonanie kalibracji może odbyć się zarówno przed pomiarem, jak i po pomiarze, jednakże jeśli ma być wykorzystywany układ przesuwu do wykonywania kolejnych ekspozycji i łączenia wyników, konieczna jest wiedza o wielkości obrazowania, aby precyzyjnie ustawiać każdy pomiar. Takie rozwiązanie zostało przedstawione w każdym podrozdziale rozdziału 7.1. W przypadku rozdziału 7.1.3 było to nawet pozycjonowanie 3D. Istotne jest jednak, aby ostrość układu kamery, w przypadku pomiarów z wykorzystaniem optyki noża świetlnego, ustawiać na obrazie posiewu oświetlanego laserem, a nie na płytce kalibracyjnej. Układ taki ma bardzo płytką głębię ostrości i ustawienie płytki kalibracyjnej w odpowiednim miejscu pomiarowym, pokrywającym się z miejscem oświetlania laserem, jest mało prawdopodobne. Dlatego należy pamiętać, aby kalibracja była wykonywana zawsze na już ustawionym układzie pomiarowym. W przypadku systemów konfokalnych stosowanie tej zasady nie jest konieczne, niemniej nie będzie błędem, a na pewno pozwoli uniknąć błędów ustawienia systemu.
7. Mając wszystko ustawione i przygotowane, można wykonać pomiary. W następnym kroku przeprowadzana jest analiza PIV oraz pochodne przedstawione w tej pracy. Parametry analizy należy dobierać do danego pomiaru, a sposób ich dobierania został opisany m.in. w rozdziale 4.3.4. Prezentacja wyników to cały rozdział 7, gdzie autor starał się przedstawić różne sposoby demonstrowania otrzymanych wyników.

8.2. Rozbudowa systemu pomiarowego oraz system idealny do pomiarów laserowej anemometrii obrazowej w modelach fragmentów układu krwionośnego

Ograniczenia przeprowadzonych badań miały związek z dostępną aparaturą pomiarową, a najbardziej ograniczającym parametrem była częstotliwość pomiarowa. Idealny system do PIV miałby częstotliwość wykonywania zdjęć odpowiadającą odstępowi czasowemu w parze zdjęć trybu *dual-frame*. Jest to oczywiście parametr dobierany do danego pomiaru, lecz z dotychczasowych pomiarów wynika, że minimalny odstęp czasowy, jakiego użyto do pomiarów, wynosił 60 μ s, co przekłada się na częstotliwość pomiarową około 16,7 kHz. Należy

jednak zaznaczyć, że mierzone przepływy nie miały docelowego strumienia ze względu na ograniczenie wynikające z zastosowanej pompy strzykawkowej. Biorąc pod uwagę ten fakt, do pomiarów laserowej anemometrii obrazowej należałoby przewidzieć system o częstotliwości pomiarowej około 20 kHz, co powinno pozwolić na pomiar w zdecydowanej większości rozpatrywanych przypadków. W przypadku obrazowania wysoką częstotliwość pracy oferuje wiele kamer dostępnych komercyjnie, jedynym ograniczeniem jest koszt zakupu. Ponadto większość dostępnych kamer ma funkcję zwiększania częstotliwości pracy przy redukcji rozdzielczości obrazów (zachowanie wielkości maksymalnego strumienia danych). Laser jest urządzeniem, które ma określone stałe parametry. Można jednak znaleźć produkty o zakresie pracy do 20 kHz (a nawet daleko powyżej). Biorąc pod uwagę możliwość pracy lasera wykorzystującego obie wnęki naprzemiennie, maksymalna częstotliwość pracy wzrasta do 40 kHz i jest zdecydowanie wystarczająca do niemal wszystkich aplikacji. Należy brać pod uwagę również fakt, że laser do PIV pracujący z częstotliwością powyżej 5 kHz będzie mieć już poniżej 10 mJ w impulsie. Przy większości badań wykonanych w ramach tej pracy wykorzystywano laser o energii lasera w impulsie około 20 mJ i widoczny był zapas energii. Z drugiej strony reprezentatywny, wydrukowany w 3D obiekt został poddany działaniu lasera o energii około 25 mJ i częstotliwości pracy 1 kHz. Nie było znaku oddziaływania wiązki laserowej, co jest dodatkowy atutem wybranego materiału.

Kolejnym zagadnieniem jest złożoność samej aparatury. Jak zostało to przedstawione m.in. w rozdziale 7.2.1, ruch płynu w modelach jest trójwymiarowy i aparatura pomiarowa powinna być w stanie to mierzyć. Stąd dla PIV najlepszym rozwiązaniem byłaby aparatura do pomiaru trzech składowych wektora prędkości z obszaru planarnego (2D3C). Pomiary w pełni objętościowe w skali mikro mogą być niemożliwe do zrealizowania ze względu na bardzo płytką głębię obrazu przy stosowaniu optyki powiększającej.

Ostatnim elementem zwiększającym możliwości pomiarowe wykorzystywanej aparatury jest pompa wymuszająca ruch płynu wewnątrz badanych obiektów. Możliwości doboru odpowiedniej pompy są mocno ograniczone. W publikacjach często można natrafić na własne produkcje z wykorzystaniem pomp tłokowych. Wydaje się to najwłaściwszym podejściem dla osiągnięcia najbardziej uniwersalnego urządzenia pozwalającego na pomiar w modelach aorty czy samego serca jak również w mniejszych naczyniach, do których trafia zaledwie ułamek objętości pojedynczego wyrzutu z komory serca przy pojedynczym skurczu.

System idealny do pomiarów PIV w modelach fragmentów układu krwionośnego powinien zawierać:

- 2 kamery o częstotliwości pracy około 20 kHz przy rozdzielczości około 1Mpix, mające możliwość pracy ze zwiększoną częstotliwością kosztem rozdzielczości rejestrowanych obrazów;
- optykę do pomiarów StereoPIV w skali makro, jak i w skali mikro – mikroskop stereoskopowy dostosowany do pomiarów PIV;
- laser o częstotliwości pracy 2×20 kHz z możliwie jak największą energią przy maksymalnej częstotliwości pracy;
- urządzenie synchronizujące z funkcją korekcji rzeczywistego momentu błysku lasera, co w systemach o wysokiej rozdzielczości czasowej może poprawić dokładność otrzymywanych wyników oraz zredukować niepewność pomiarową;
- stół optyczny pasywny do tłumienia drgań i wibracji, które w pomiarach w skali mikro zaburzają wyniki;
- stoliki XYZ ze zmotoryzowaną śrubą mikrometryczną, które pozwolą szybko i precyzyjnie zmieniać położenie badanej próbki;
- czujniki ciśnienia, różnicy ciśnień, temperatury, przepływu oraz pozostałe oprzyrządowanie drobne – może być takie samo jak wymienione w tej pracy;
- pompę membranową lub tłokową pozwalającą na wytworzenie pulsacyjnego przepływu odpowiadającego profilowi pracy komory serca;
- drukarkę typu SLA z żywicą do drukowania transparentnych modeli zarówno w formie twardej jak i elastycznej o możliwe największych gabarytach pojedynczego druku.

9. Podsumowanie

Niniejsza praca dotyczy zagadnień związanych z badaniem schorzeń układu krwionośnego za pomocą nieinwazyjnych systemów pomiarowych eksperymentalnej mechaniki płynów. Inżynieryjne podejście do zagadnień przepływów występujących w ludzkim organizmie ma dać nowe spojrzenie na problemy medyczne. Aby było to możliwe, konieczne jest przeprowadzanie badań w warunkach możliwie najbliższych naturalnym w trybie *in vitro*. Taką możliwość daje obecnie m.in. druk 3D. Jest to technologia znana od dziesięcioleci, ale dopiero rozwój technologiczny w ostatnich latach umożliwił wykorzystanie drukarek 3D do produkcji modeli z transparentnych materiałów.

Celem niniejszej pracy było opracowanie pełnej metodyki pomiarów rozkładu pola przepływu PIV i stężeń PLIF z wykorzystaniem druku 3D. Jest to jedna z niewielu technik pozwalających na otrzymanie obiektów o dowolnych geometriach, a takie właśnie występują w układzie krwionośnym. Na tle pozostałych technik druk 3D miał wykazywać się łatwością i szybkością produkcji. Nie bez znaczenia były również koszty wytworzenia pojedynczego elementu.

Pierwsze próby wydruku wyglądały obiecująco i do testów należało przygotować odpowiedni roztwór. Ze względu na mocno zniekształconą ściankę wewnętrzną geometrii (zgodnie z naturalnym pierwowzorem), aby pomiary obrazowe miały szansę powodzenia muszą być zgodne współczynniki załamania światła obu ośrodków – geometrii i wypełniającej ją cieczy. Niestety producent żywicy nie podaje takich parametrów, a typowa mieszanina imitująca ludzką krew, czyli woda destylowana z gliceryną, jedynie częściowo zredukowały zniekształcenia obrazu przy przejściu przez ściankę wydruku. Literatura wskazywała na wartość współczynnika załamania światła dla wydruku 3D wynoszącą około 1,54, jednakże pomiary z wykorzystaniem refraktometru Abbego wskazywały na niższe wartości: 1,504–1,505. Przygotowany roztwór z wykorzystaniem soli jodku sodu dla uzyskania wyższych wartości współczynnika załamania światła potwierdził taką wartość. Należy tutaj przypomnieć, że pomiar tego parametru jest znacznie trudniejszy dla ciała stałego niż dla cieczy. Rezultaty pomiarów PIV w tak otrzymanym układzie były zadowalające, ale z widocznymi niedoskonałościami i ograniczeniami. W szczególności próby pomiarów StereoPIV z wykorzystaniem mikroskopu pokazały, że powierzchnia ścianki zewnętrznej drukowanego elementu od strony kamery musi być nie tylko gładka, ale niemal idealnie płaska, a uzyskanie takiego stanu poprzez polerowanie ręczne byłoby niezwykle czasochłonne. Niemniej

publikacja na tym etapie wzbudziła zainteresowanie u dostawcy systemów PIV, a promocję artykułu wciąż można znaleźć na stronie www.dantecdynamics.com.

Kolejna zaproponowana koncepcja uprościła procedurę przygotowania układu do pomiarów aparaturą obrazową. Wykorzystano do tego ciecz o zgodnym współczynniku załamania światła, która niwelowała niedoskonałości i krzywizny ścianek wewnętrznych wydruków. Modyfikując minimalnie wydruk, przewidziano przestrzeń na ciecz, która pokryje powierzchnię zewnętrzną, niwelując strukturę powstałą podczas wydruku. Dla zapewnienia płaskości granicy międzyfazowej zastosowano szkiełko nakrywkowe mikroskopowe. Rozwiązanie to zastosowano od modelu 3 (rozdział 7.1.3) i pozostało jako ostateczne, dające najwięcej korzyści czasowych i kosztowych, jak i jakości otrzymywanych obrazów. Tak przygotowany obiekt wykorzystano do ponownej próby pomiarów stereoskopowych PIV, które tym razem powiodły się (rozdział 7.2.1). Wykazano w ten sposób przewagę metody z cieczą immersyjną nad szlifowaniem również w zakresie dostępności dla innych metod pomiarowych.

Odrębne zagadnienie stanowi pomiar w obiektach elastycznych powstałych również przy użyciu drukarki 3D. Jest to nowość, która zaistniała w trakcie działań związanych z tą pracą. Nie było to uwzględniane w pierwotnych założeniach, jednak została od razu podjęta próba wykorzystania nowego materiału w badaniach. Rezultaty zostały przedstawione w rozdziałach 7.1.5 i 7.3.2. Podobieństwo wydruku do tętnic naturalnych pod kątem elastyczności i sprężystości wzbudziło zainteresowanie w środowisku medycznym, którego efektem jest artykuł opublikowany tuż przed złożeniem rozprawy doktorskiej.

W ostatniej części niniejszej rozprawy został sporządzony opis procedury pomiarowej przepływów w układach wydrukowanych przy użyciu aparatury PIV. Opis ten jest uniwersalny do każdego pomiaru PIV wewnątrz wydruków 3D, przy czym dotyczy jedynie aparatury 2D2C PIV – zarówno do pomiarów czasowo rozdzielczych, jak i statystycznych. Planowane są dalsze badania, a rezultaty w niedalekiej przyszłości powinny pozwolić opracować wzorzec zwiększający szanse wczesnej diagnostyki chorób układu krwionośnego.

Bibliografia

1. Adrian R. J., Christensen K. T., Liu Z-C. Analysis and interpretation of instantaneous turbulent velocity fields. *Experiments in Fluid.* 29(3):275-290. 2000.
DOI: [10.1007/s003489900087](https://doi.org/10.1007/s003489900087)
2. Annio G., Torii R., Ducci A. i in. *Experimental Validation of Enhanced Magnetic Resonance Imaging (EMRI) Using Particle Image Velocimetry (PIV)* . *Annals of Biomedical Engineering* 49(12): 3481–93. 2021. DOI: [10.1007/s10439-021-02811-1](https://doi.org/10.1007/s10439-021-02811-1).
3. Antoine E., Buchanan C., Fezzaa K. i in. Flow measurements in a blood-perfused collagen vessel using x-ray micro-particle image velocimetry. *PLoS ONE* 8(11). 2013.
DOI: [10.1371/journal.pone.0081198](https://doi.org/10.1371/journal.pone.0081198).
4. Antonowicz A. *Badania PIV i PLIF mieszalnika zderzeniowego*. Praca magisterska. Politechnika Warszawska. 2013.
5. Antonowicz A., Wojtas K., Makowski Ł. i in. *Particle Image Velocimetry of 3D-Printed Anatomical Blood Vascular Models Affected by Atherosclerosis*. *Materials* 16(3). 2023. doi:10.3390/ma16031055.
6. Aycock K., Hariharan P. i Craven B. A. Particle image velocimetry measurements in an anatomical vascular model fabricated using inkjet 3D printing. *Experiments in Fluids* 58(11). 2017. DOI: [10.1007/s00348-017-2403-1](https://doi.org/10.1007/s00348-017-2403-1)
7. Barbour M. C., McGah P. M., Ng Ch. H. i in. *Convective Leakage Makes Heparin Locking of Central Venous Catheters Ineffective Within Seconds: Experimental Measurements in a Model Superior Vena Cava*. *ASAIO journal (American Society for Artificial Internal Organs : 1992)* 61(6): 701–9. 2015.
DOI: [10.1097/MAT.0000000000000280](https://doi.org/10.1097/MAT.0000000000000280)
8. Baumler K., Vedula V., Sailer A. M. H. i in. Fluid–structure interaction simulations of patient-specific aortic dissection. *Biomechanics and Modeling in Mechanobiology* 19(1). 2020. DOI: [10.1007/s10237-020-01294-8](https://doi.org/10.1007/s10237-020-01294-8).
9. Berdet P.M., Andre M.A. i Neal D.R. *Systematic timing errors in laser-based transit-time velocimetry*. TU Delft. Conference paper. 2013.
10. Bøgild M. R., Poulsen J. L., Rath E. Z. i Sørensen H.. *Investigation of Heat Transfer in Mini Channels using Planar Laser Induced Fluorescence*. *Journal of Physics: Conference Series* 395(1): 012080. 2012. doi:10.1088/1742-6596/395/1/012080.
11. Bonheure D, Filippo G, Gianmarco S. *Eight(y) mathematical questions on fluids and structures*. *RLM. VOL.30, NO.4, PP.739-815*. 2019. DOI: [10.4171/RLM/870](https://doi.org/10.4171/RLM/870)

12. Boretta A. *A perspective on 3D printing in the medical field*. Annals of 3D Printed Medicine 13: 100138. 2024. <https://doi.org/10.1016/j.stlm.2023.100138>.
13. Bosbach J., Kuhn M., Wagner C. i in. *Large Scale Particle Image Velocimetry of Natural and Mixed Convection*. 13th International Symposium on Application of Laser Techniques to Fluid Mechanics. Portugal. 2005.
14. Bhathal J. R., Faisal S., Levitt M. i in. *Residence time analysis on cerebral aneurysms treated with coils using planar-laser-induced fluorescence and computational fluid dynamics*. 2022. DOI: [10.1101/2022.10.18.512786](https://doi.org/10.1101/2022.10.18.512786).
15. Brücker Ch. Steinseifer U., Schroder W. i Reul H. 4D analysis of flow around a Tumbling Ring-Type Particle using Scanning PIV and 3D Least Squares Matching. Measurement Science and Technology 13(7):1043. 2002. DOI: [10.1088/0957-0233/13/7/311](https://doi.org/10.1088/0957-0233/13/7/311).
16. Charogiannis A., An J. S. i Markides Ch. N. *A simultaneous planar laser-induced fluorescence, particle image velocimetry and particle tracking velocimetry technique for the investigation of thin liquid-film flows*. Experimental Thermal and Fluid Science 68: 516–36. 2015. doi:10.1016/J.EXPTHERMFLUSCI.2015.06.008.
17. Cho Y. I., Cho D. J. i Rosenson R. S. *Endothelial shear stress and blood viscosity in peripheral arterial disease*. Current Atherosclerosis Reports 16(4). 2014. doi:10.1007/S11883-014-0404-6.
18. Colon R. R., Nayak V. V., Parente P. E. L. i in. *The Presence of 3D printing in Orthopedics: A Clinical and Material Review*. Journal of Orthopaedic Research 41(11). 2022. DOI: [10.1002/jor.25388](https://doi.org/10.1002/jor.25388).
19. Costa M. C. B., Goncalves S. D. F., Lucas T. C. i in. *Development of a Non-rigid Model Representing the Venous System of a Specific Patient*. XXVII Brazilian Congress on Biomedical Engineering. 2022.
20. Crapper M., Bruce T. I Gouble C. Flow field visualization of sediment-laden flow using ultrasonic imaging. Dynamics of Atmospheres and Oceans, Volume 31, Issues 1–4, Pages 233-245. 2000. [https://doi.org/10.1016/S0377-0265\(99\)00035-4](https://doi.org/10.1016/S0377-0265(99)00035-4).
21. Dantec Dynamics A/S. *DynamicStudio manual*. 2024.
22. Daly A. C., Prendergast M. E., Hughes A. J. i in. *Leading Edge Bioprinting for the Biologist*. Cell 184: 18–32. 2021. <https://doi.org/10.1016/j.cell.2020.12.002>.
23. Demarchi N. i White Ch. Echo particle image velocimetry. Journal of visualized experiments : JoVE (70). 2012. DOI: [10.3791/4265](https://doi.org/10.3791/4265).

24. Derakhshandeh R., Bhattacharya S., Meyers B. A. i Vlachos P. P. *Ultrasound PIV Uncertainty Quantification*. 14th International Symposium on Particle Image Velocimetry. USA. 2021. <https://doi.org/10.18409/ispiv.v1i1.47>
25. Ergin F. G., Bo B. W., i Nicolai F. G. *A Review of Planar PIV Systems and Image Processing Tools for Lab-On-Chip Microfluidics*. Sensors 2018, Vol. 18, Page 3090 18(9): 3090. 2018. doi.org/10.3390/s18093090.
26. Faleiros D. E. *Soap bubbles for large-scale PIV. Generation, control and tracing accuracy*. Rozprawa doktorska. Delft University of Technology. 2021. ISBN 978-94-6366-404-2
27. Gad-El-Hak, M. *Fluid Mechanics from the Beginning to the Third Millennium*. Int. J. Engng Ed. Vol. 14, No. 3, p. 177-185. 1988.
28. Geschwindner Ch., Westrup K., Dreizler A. i Böhm B. *Ultra-high-speed time-resolved PIV of turbulent flows using a continuously pulsing fiber laser*. Experiments in Fluids 63(4): 1–18. 2022. doi:10.1007/S00348-022-03424-7/FIGURES/10.
29. Głomb G. *Analiza przepływu w sztucznych narządach układu krążenia z wykorzystaniem pomiarów prędkości metodą obrazową*. Rozprawa doktorska. Politechnika Wrocławska. 2013. [oai:dbc.wroc.pl:23801](https://oai.dbc.wroc.pl/23801).
30. Goodman J. W. *Introduction to Fourier Optics*. The McGraw-Hill Companies, inc. 1996. ISBN. 0-07-024254-2.
31. Gungor-Ozkerim P. S., Inci I., Zhang Y. S. i in. *Bioinks for 3D bioprinting: an overview*. Biomaterials Science 6(5): 915–46. 2018. DOI: [10.1039/C7BM00765E](https://doi.org/10.1039/C7BM00765E).
32. Hasselmann K. PIPs and POPs: *The reduction of complex dynamical systems using principal interaction and oscillation patterns*. Journal of Geophysical Research, 93, D9, 11.015-11.021. 1988. <https://doi.org/10.1029/JD093iD09p11015>.
33. He Q. i Hallinan K.P. *A new particle image velocimetry technique for three-dimensional full field fluid flow measurement in evaporating films*. Experimental Thermal and Fluid Science 17(3): 230–37. 1998. doi:10.1016/S0894-1777(97)10042-5.
34. Hess D., Sastuba M., Kitzhofer J., Brucker Ch. *4D analysis of flow around a Tumbling Ring-Type Particle using Scanning PIV and 3D Least Squares Matching*. 10th International Symposium on Particle Image velocimetry – PIV13. Delft. 2013.
35. Hinze J. O. *Turbulence: An Introduction to Its Mechanism and Theory*. McGraw-Hill Book Company, Inc. 1959. ISBN: 0070290385

36. Ho W. H., Tshimanga I. J., Ngoepe M. N. i in. *Evaluation of a Desktop 3D Printed Rigid Refractive-Indexed-Matched Flow Phantom for PIV Measurements on Cerebral Aneurysms*. Cardiovasc Eng Technol;11(1):14-23. 2020.
DOI: [10.1007/s13239-019-00444-z](https://doi.org/10.1007/s13239-019-00444-z).
37. Hogman C.D. *Handbook of Chemistry and Physics*. 40th ed.; Chemical Rubber Publishing Co.: Cleveland, OH, USA, 1959.
38. Huang H., Dabiri D., i Gharib M. *On errors of digital particle image velocimetry*. Measurement Science and Technology 8(12). 1997. DOI: [10.1088/0957-0233/8/12/007](https://doi.org/10.1088/0957-0233/8/12/007).
39. Hunt J. C. R., Wray A. A., Moin P. *Eddies, streams, and convergence zones in turbulent flows*. Center for Turbulence Research Report CTR-S88, p. 193. 1988.
40. Hysa I., Tuinstra M., Sciacchitano A. i in. *Three-Dimensional Quantitative Flow Visualization Around a Thrust Reverser*. *AIAA Journal* 61(12): 5404–14. 2023. doi:10.2514/1.J063124.
41. Inoe S., Spring K. R. *Video Microscopy: The Fundamentals*. Springer US. 1997. ISBN: 0306455315.
42. Irvine S. C., Paganin D. M., Dubsky S. i in. Phase retrieval for improved three-dimensional velocimetry of dynamic x-ray blood speckle. *Applied Physics Letters* 93(15). 2008. DOI: 10.1063/1.3001592.
43. Jędrzejczak K., Makowski Ł., Orciuch W. *Model of blood rheology including hemolysis based on population balance*. Communications in Nonlinear Science and Numerical Simulation 116(11):106802. 2022. DOI: [10.1016/j.cnsns.2022.106802](https://doi.org/10.1016/j.cnsns.2022.106802).
44. Jędrzejczak K., Antonowicz A., Makowski Ł. i in. *Computational fluid dynamics validated by micro particle image velocimetry to estimate the risk of hemolysis in arteries with atherosclerotic lesions*. Chemical Engineering Research and Design 196: 342–53. 2023. doi:10.1016/J.CHERD.2023.06.041.
45. Jędrzejczak K., Antonowicz A., Butruk-Raszeja B. i in. *Three-Dimensionally Printed Elastic Cardiovascular Phantoms for Carotid Angioplasty Training and Personalized Healthcare*. *J. Clin. Med.* 2024, 13(17), 5115. <https://doi.org/10.3390/jcm13175115>
46. Jung S. Y., Park H. W., Kim B. H. i in. *Time-resolved X-ray PIV technique for diagnosing opaque biofluid flow with insufficient X-ray fluxes*. Journal of Synchrotron Radiation 20(3). 2013. DOI: [10.1107/S0909049513001933](https://doi.org/10.1107/S0909049513001933).

47. Kasperek M. i Novakova L. *High optical quality models for flow visualization and PIV measurement*. EPJ Web of Conferences 264: 01020. 2022. doi:10.1051/EPJCONF/202226401020.
48. Keane R. D., i Adrian R. J. *Theory of cross-correlation analysis of PIV images*. Applied Scientific Research 49(3): 191–215. 1992. doi:10.1007/BF00384623/METRICS.
49. Khnouf R., Karasneh D., Abdulhay E. i in. *Microfluidics-based device for the measurement of blood viscosity and its modeling based on shear rate, temperature, and heparin concentration*. Biomedical Microdevices 21(4). 2019.
DOI: [10.1007/s10544-019-0426-5](https://doi.org/10.1007/s10544-019-0426-5)
50. Kim D., Kang J., Adeeb E. i in. *Comparison of four-dimensional flow magnetic resonance imaging and particle image velocimetry to quantify velocity and turbulence parameters*. Fluids 6(8): 277. 2021. <https://doi.org/10.3390/fluids6080277>.
51. Kim, H. B., Hertzberg J. R. i Shandas R. *Development and validation of echo PIV*. Experiments in Fluids 36(3): 455–62. 2004. 2004. doi:10.1007/S00348-003-0743-5
52. Kim, H. B., Hertzberg J. R. i Shandas R. *Echo PIV for flow field measurements in vivo*. Biomed Sci Instrum 2004;40:357-63. 2004.
53. Kim H. T., Kline S.J., i Reynolds W.C., *The production of turbulence near a smooth wall in a turbulent boundary layer*. Journal of Fluid Mechanics, Volume 50, Issue 1, 1971 , pp. 133 – 160. DOI: <https://doi.org/10.1017/S0022112071002490>
54. Kohn J. C., Lampi M. C., Reinhart-King C. A. *Age-related vascular stiffening: causes and consequences*. Front. Genet. Sec. Genetics of Aging. Volume 6. 2015. <https://doi.org/10.3389/fgene.2015.00112> .
55. Koutsiaris A. G. *A velocity profile equation for blood flow in small arterioles and venules of small mammals in vivo and an evaluation based on literature data*. Clinical Hemorheology and Microcirculation 43(4): 321–34. 2009.
DOI: [10.3233/CH-2009-1243](https://doi.org/10.3233/CH-2009-1243) .
56. Koutsiaris A.G. *Digital micro PIV (μ PIV) and velocity profiles in vitro and in vivo*. IntechOpen. 2012. DOI: [10.5772/36724](https://doi.org/10.5772/36724).
57. Laughlin M. E., Stephens S. E., Hestekin J. A. i in. *Development of Custom Wall-Less Cardiovascular Flow Phantoms with Tissue-Mimicking*. Gel. Cardiovascular Engineering and Technology 13(1): 1–13. 2022. DOI: [10.1007/s13239-021-00546-7](https://doi.org/10.1007/s13239-021-00546-7) .
58. Lehwald A., Thévenin D. i Zähringer K. *Quantifying macro-mixing and micro-mixing in a static mixer using two-tracer laser-induced fluorescence*. Experiments in Fluids 48(5): 823–36. 2009. doi:10.1007/S00348-009-0769-4.

59. Li Q., Wang W., Long X. i in. *In vivo experimental study of acute intraocular hypertension in rabbit based on particle image velocimetry technique*. Sheng wu yi xue Gong Cheng xue za zhi. 37(5): 818–24. 2020. DOI: [10.7507/1001-5515.201912056](https://doi.org/10.7507/1001-5515.201912056).
60. Lighthill M. J., *The Structure of Turbulent Shear Flow*, by A. A. TOWNSEND. Cambridge University Press, 315 pp. 40s. 1956. ISBN: 10: 0521298199.
61. Lim W. L., Chew Y. T., Chew T. C. i Low H. T. *Particle image velocimetry in the investigation of flow past artificial heart valves*. Annals of Biomedical Engineering 22(3). 1994. DOI: [10.1007/BF02368237](https://doi.org/10.1007/BF02368237).
62. Long J. A., Undar A., Manning K. B. i Deutsch S. *Viscoelasticity of Pediatric Blood and its Implications for the Testing of a Pulsatile Pediatric Blood Pump*. ASAIO Journal: 563. 2005. DOI: [10.1097/01.mat.0000180353.12963.f2](https://doi.org/10.1097/01.mat.0000180353.12963.f2).
63. Lopez-Gavilan P. i Barrero-Gil A. *On the limits of Particle Image Velocimetry with continuous wave lasers*. Experimental Thermal and Fluid Science 144: 110873. 2023. doi:10.1016/j.expthermflusci.2023.110873.
64. Ma L., Feng L., Pan H. i in. *Fourier mode decomposition of PIV data*. Science China Technological Sciences 58(11): 1935–48. 2015. doi:10.1007/S11431-015-5908-Y/METRICS.
65. Mäkiharju S. A., Dewanckele J., Boone M. i in. Tomographic X-ray particle tracking velocimetry: Proof-of-concept in a creeping flow. *Experiments in Fluids* 63(1): 1–12. 2022. DOI: [10.1007/s00348-021-03362-w](https://doi.org/10.1007/s00348-021-03362-w).
66. Manero A., Smith P., Sparkman J. i in. *Implementation of 3D Printing Technology in the Field of Prosthetics: Past, Present, and Future*. International Journal of Environmental Research and Public Health 2019, Vol. 16, Page 1641 16(9): 1641. 2019. <https://doi.org/10.3390/ijerph16091641>.
67. Masafu Ch., Williams R., i Hurst M. D. *Satellite Video Remote Sensing for Estimation of River Discharge*. Geophysical Research Letters 50(24): e2023GL105839. 2023. doi:10.1029/2023GL105839.
68. Medero R., Falk K., Rutkowski D. i in. *In Vitro Assessment of Flow Variability in an Intracranial Aneurysm Model Using 4D Flow MRI and Tomographic PIV*. Annals of Biomedical Engineering 48(10): 2484–93. 2020. DOI: [10.1007/s10439-020-02543-8](https://doi.org/10.1007/s10439-020-02543-8).
69. Meinhart C. D., Wereley S. T. i Santiago J. G. *PIV measurements of a microchannel flow*. *Experiments in Fluids* 27: 414–19. 1999. DOI: [10.1007/s003480050366](https://doi.org/10.1007/s003480050366).

70. Nader E., Skinner S., Romana M. i in. *Blood rheology: Key parameters, impact on blood flow, role in sickle cell disease and effects of exercise*. Frontiers in Physiology 10(OCT). 2019. DOI: [10.3389/fphys.2019.01329](https://doi.org/10.3389/fphys.2019.01329).
71. Najjari M. R., Hinke J. A., Bulusu K. V. i Plesniak M. W. *On the rheology of refractive-index-matched, non-Newtonian blood-analog fluids for PIV experiments*. Experiments in Fluids 57(6). 2016. doi:10.1007/S00348-016-2185-X.
72. Nakano A., Sugii Y., Minamiyama M. i Niimi H. Measurement of red cell velocity in microvessels using particle image velocimetry (PIV). Clinical Hemorheology and Microcirculation 29(3-4):445-55. 2003. [PubMed](#).
73. Nam K-H., Yeom E., Ha H. i LeeS-J. Velocity field measurements of valvular blood flow in a human superficial vein using high-frequency ultrasound speckle image velocimetry. *International Journal of Cardiovascular Imaging* 28(1): 69–77. 2012. DOI: [10.1007/s10554-010-9778-x](https://doi.org/10.1007/s10554-010-9778-x).
74. Nogueira J., Legrand M., Jiménez R., i De Gregorio F. *Peak-locking full characterization: PIV error assessment and velocity ensemble measurement correction*. Measurement Science and Technology 32(11): 114005. 2021. DOI: [10.1088/1361-6501/ac092a](https://doi.org/10.1088/1361-6501/ac092a)
75. Ochowiak M., Włodarczyk S., Krupińska A., Markowska M. *Cyfrowa anemometria obrazowa (PIV) - budowa i testy stanowiska pomiarowego*. Systemy pomiarowe w badaniach'20. s.73-76. Biblioteka Uniwersytetu Zielonogórskiego. 2020.
76. Oktamuliani S., Kanno N., Maeda M. i in. *Validation of Echodynamography in Comparison with Particle-image Velocimetry*. Ultrasonic imaging 41(6): 336–52. 2019. DOI: [10.1177/0161734619879859](https://doi.org/10.1177/0161734619879859).
77. Park H., Yeom E. i Lee S. J. *X-ray PIV measurement of blood flow in deep vessels of a rat: An in vivo feasibility study*. Scientific Reports 2016 6:1 6(1): 1–8. 2016. doi:10.1038/srep19194.
78. Pommer M. S. *Fluid Mechanic Manipulations on Cell*. Rozprawa doktorska. University of California. USA. 2007.
79. Prasad A. K. *Stereoscopic particle image velocimetry*. Experiments in Fluids 29(2): 103–16. 2000. doi:10.1007/S003480000143.
80. Prandtl L. *Motion on fluids with very little viscosity*. National advisory committee for aeronautics. Technical memorandum no. 452. 1904.

81. Pryzwan T., Dolibog P., Kierszniok K. i Pietrzyk B. *Blood rheological properties and methods of their measurement*. Open Access Article Ann. Acad. Med. Siles. (online) 78: 1–10. 2024. doi:10.18794/aams/175727.
82. Quani A., Canic S., Guidoboni G. i in. *A Three-Dimensional Computational Fluid Dynamics Model of Regurgitant Mitral Valve Flow: Validation Against In Vitro Standards and 3D Color Doppler Methods*. Cardiovascular Engineering and Technology 2(2):77-89. 2011. DOI: [10.1007/s13239-011-0038-6](https://doi.org/10.1007/s13239-011-0038-6).
83. Qureshi M. M., Liu Y., Mac K. D. i in. *Quantitative blood flow estimation in vivo by optical speckle image velocimetry*. Optica, Vol. 8, Issue 8, pp. 1092-1101 8(8): 1092–1101. 2021. <https://doi.org/10.1364/OPTICA.422871>.
84. Raffel M., Willert Ch., Wereley S.T., Kompenhans J. *Particle Image Velocimetry: A practical guide*. ISBN: 978-3-540-72307-3. 2007. DOI: [10.1007/978-3-540-72308-0](https://doi.org/10.1007/978-3-540-72308-0)
85. Rezaie F., Farshbaf M., Dahri M. i in. *3D Printing of Dental Prostheses: Current and Emerging Applications*. Journal of Composites Science 2023, Vol. 7, Page 80 7(2): 80. 2023. <https://doi.org/10.3390/jcs7020080>.
86. Rida Z., Cazin S., Lamadie F. i in. *Experimental investigation of mixing efficiency in particle-laden Taylor–Couette flows*. Experiments in Fluids 60(4). 2019. doi:10.1007/S00348-019-2710-9.
87. Riemer K., Rowland E. M., Leow C. H. i in. *Determining Haemodynamic Wall Shear Stress in the Rabbit Aorta In Vivo Using Contrast-Enhanced Ultrasound Image Velocimetry*. Annals of Biomedical Engineering 48(6): 1728–39. 2020. DOI: [10.1007/s10439-020-02484-2](https://doi.org/10.1007/s10439-020-02484-2).
88. Roloff Ch., Stucht D., Beuing O. i Berg P. Comparison of intracranial aneurysm flow quantification techniques: standard PIV vs stereoscopic PIV vs tomographic PIV vs phase-contrast MRI vs CFD. *Journal of NeuroInterventional Surgery* 11(3): 275–82. 2019. DOI: [10.1136/neurintsurg-2018-013921](https://doi.org/10.1136/neurintsurg-2018-013921).
89. Rorres, Ch. *Completing book II of Archimedes's on floating bodies*. *The Mathematical Intelligencer*; Volume 26, Number 3, pp. 32-42. 2004.
90. Sampath K., Harfi T. T., George R. T. i Katz J. *Optimized Time-Resolved Echo Particle Image Velocimetry-Particle Tracking Velocimetry Measurements Elucidate Blood Flow in Patients with Left Ventricular Thrombus*. Journal of Biomechanical Engineering 140(4). 2018. DOI: [10.1115/1.4038886](https://doi.org/10.1115/1.4038886).

91. Santiago J. G., Wereley S.T., Meinhart C. D. I in. *A particle image velocimetry system for microfluidics*. Experiments in Fluids 25(4): 316–19. 1998. doi:10.1007/S003480050235.
92. Sciacchitano A., Wieneke B. *PIV uncertainty propagation*. Measurement Science and Technology 27(8). 2016. DOI: [10.1088/0957-0233/27/8/084006](https://doi.org/10.1088/0957-0233/27/8/084006).
93. Sciacchitano A., Wieneke B. i Scarano F. *PIV uncertainty quantification by image matching*. Measurement Science and Technology 24(4). 2013. doi:10.1088/0957-0233/24/4/045302.
94. Shi Y., Fox R. O. i Olsen M.G. Micromixing visualization and quantification in a microscale multi-inlet vortex nanoprecipitation reactor using confocal-based reactive micro laser-induced fluorescence. *Biomicrofluidics* 8(4). 2014. DOI: [10.1063/1.4881355](https://doi.org/10.1063/1.4881355)
95. Smith M. L., Long D. S., Damiano E. R. i Ley K. Near-Wall m-PIV Reveals a Hydrodynamically Relevant Endothelial Surface Layer in Venules In Vivo. *Biophysical Journal* 85: 637–45. 2003. doi: [10.1016/s0006-3495\(03\)74507-x](https://doi.org/10.1016/s0006-3495(03)74507-x).
96. Sobczyk J., Gawor M. *Zastosowanie cyfrowej anemometrii obrazowej w badaniach górniczych przyrządów pomiarowych przepływów gazów*. Przegląd Górniczy. Stowarzyszenie Inżynierów i Techników Górnictwa. 2015. ISSN: 0033-216X
97. Song P., Trzasko J. D., Manduca A. i in. *Improved Super-Resolution Ultrasound Microvessel Imaging with Spatiotemporal Nonlocal Means Filtering and Bipartite Graph-Based Microbubble Tracking*. IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control 65(2): 149–67. 2018. DOI: [10.1109/TUFFC.2017.2778941](https://doi.org/10.1109/TUFFC.2017.2778941).
98. Stanley N. A-S., Ciero A., Timms W. i Hewlin R. *Development of 3-D Printed Optically Clear Rigid Anatomical Vessels for Particle Image Velocimetry Analysis in Cardiovascular Flow*. ASME 2019 International Mechanical Engineering Congress and Exposition. USA. 2019. DOI: [10.1115/IMECE2019-11649](https://doi.org/10.1115/IMECE2019-11649).
99. Stocchino A., Palombo D., Pane B. i Spinella G. *In Vivo Echo-PIV Measurements of the Flow Within Abdominal Aortic Aneurysms (AAA)*. ASME 2010 Summer Bioengineering Conference, SBC 2010 (PARTS A AND B): 559–60. 2013. <https://doi.org/10.1115/SBC2010-19331>.
100. Stryczniewicz W. *Anemometria obrazowa PIV w praktyce badań aerodynamicznych*. Wydawnictwa Naukowe Instytutu Lotnictwa. 2020. ISBN: 978-83-63539-38-2.

101. Sugii Y., Nishio S. i Okamoto K. *In vivo PIV measurement of red blood cell velocity field in microvessels considering mesentery motion*. Physiological Measurement 23(2): 403. 2002. DOI: [10.1088/0967-3334/23/2/315](https://doi.org/10.1088/0967-3334/23/2/315).
102. Tauwald S. M., Erzinger F., Quadrio M. i in. Tomo-PIV in a patient-specific model of human nasal cavities: a methodological approach. *Measurement Science and Technology* 35(5): 055203. 2024. DOI: [10.1088/1361-6501/ad282c](https://doi.org/10.1088/1361-6501/ad282c).
103. Theunissen R. *Adaptive image interrogation for PIV: application to compressible flows and interfaces*. Rozprawa doktorska. Karman Institute for Fluid Dynamics. 2010. ISBN: 978-2875 16 0003.
104. Tomaszewski M., Sybilski K., Baranowski P. i Małachowski J. Experimental and numerical flow analysis through arteries with stent using particle image velocimetry and computational fluid dynamics method. *Journal of Applied Biomedicine* 40(2):740-751. 2020. DOI: [10.1016/j.jbbe.2020.02.010](https://doi.org/10.1016/j.jbbe.2020.02.010).
105. Trager A. L., Sadasivan Ch., Seong J. i Lieber B. B. *Correlation between angiographic and particle image velocimetry quantifications of flow diverters in an in vitro model of elastase-induced rabbit aneurysms*. *Journal of Biomechanical Engineering* 131(3). 2009. DOI: [10.1115/1.3049528](https://doi.org/10.1115/1.3049528).
106. Triep M., Hess D., Chaves H. i in. *3D flow in the venom channel of a spitting cobra: do the ridges in the fangs act as fluid guide vanes?* PloS one 8(5). 2013. doi:10.1371/JOURNAL.PONE.0061548.
107. Ueki I., Sekizuka E., Okada E. i in. *Measurement of red blood cell velocity vector with a combination of a real-time and simultaneous multi-windows cross-correlation and a high-speed video system*, *Bioimages* 1, 149–157. 1993.
108. Uruba V. *Turbulence Handbook for Experimental Fluid Mechanics Professionals*. Dantec Dynamics A/S. 2012.
109. Vennemann P., Kiger K. T., Lindken R. i in. *In vivo micro particle image velocimetry measurements of blood-plasma in the embryonic avian heart*. *Journal of Biomechanics* 39(7): 1191–1200. 2006. DOI: [10.1016/j.jbiomech.2005.03.015](https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2005.03.015).
110. Volkov R. S., i Strizhak P. A. *Using Planar Laser Induced Fluorescence and Micro Particle Image Velocimetry to study the heating of a droplet with different tracers and schemes of attaching it on a holder*. *International Journal of Thermal Sciences* 159: 106603. 2021. doi:10.1016/J.IJTHERMALSCI.2020.106603.

111. Voorneveld J., Keijzer L. B., Strachinaru M. i in. *High-Frame-Rate Echo-Particle Image Velocimetry Can Measure the High-Velocity Diastolic Flow Patterns*. Circ Cardiovasc Imaging; 12(4):e008856. 2019.
DOI: [10.1161/CIRCIMAGING.119.008856](https://doi.org/10.1161/CIRCIMAGING.119.008856).
112. Voorneveld J., Saaïd H., Schinkel Ch. i in. 4-D Echo-Particle Image Velocimetry in a Left Ventricular Phantom. Ultrasound Med Biol; 46(3):805-817. 2020.
DOI: [10.1016/j.ultrasmedbio.2019.11.020](https://doi.org/10.1016/j.ultrasmedbio.2019.11.020).
113. Vijayananda V. *Examination of Flow Patterns During Droplet Formation and in Venous Valve Mimic Using μ -PIV*. Rozprawa doktorska. San Jose State University. USA. 2021.
114. Wang X., Xiaoyang L. Computational simulation of aortic aneurysm using FSI method: Influence of blood viscosity on aneurismal dynamic behaviors. Computers in Biology and Medicine. Volume 41, Issue 9, Pages 812-821. 2011.
<https://doi.org/10.1016/j.combiomed.2011.06.017>
115. Wereley S. T., Meinhart C.D. i Santiago J. *Recent advances in micro-particle image velocimetry*. Annual Review of Fluid Mechanics 42: 557–76. 2010.
doi:10.1146/ANNUREV-FLUID-121108-145427.
116. Wereley S. T., Meinhart C. D., Santiago J. G. i Adrian R.J. *Velocimetry for MEMS Applications*. ASME International Mechanical Engineering Congress and Exposition, Proceedings (IMECE) 1998-AE: 453–59. 2022. doi:10.1115/IMECE1998-1284.
117. Westerweert J. *Digital Particle Image Velocimetry-Theory and Application*. Rozprawa doktorska. Delft University Press. 1993. ISBN: 90-6275-881-9.
118. Willert C. E., i M. Gharib. *Digital particle image velocimetry*. Experiments in Fluids 10(4): 181–93. 1991. doi:10.1007/BF00190388/METRICS.
119. Williams T.I., *The history of invention*. 1987. New York, N.Y. : Facts on File, c1987 352 p. : ill. ISBN: 0816017883
120. Williamson P., Docherty P. D., Jermy M., i Steven B. M.. *Literature Survey for In-Vivo Reynolds and Womersley Numbers of Various Arteries and Implications for Compliant In-Vitro Modelling*. Cardiovascular Engineering and Technology: 1–13. 2024.
DOI: [10.1007/s13239-024-00723-4](https://doi.org/10.1007/s13239-024-00723-4).
121. Williamson P. N., Docherty P. D., Khanafer A. i Steven B. M. *Analysis of Flow Through Extra-Anatomic Bypasses Between Supra-Aortic Branches Using Particle Image Velocimetry (PIV)*. Clinical Medicine Insights: Cardiology 18. 2024.
DOI: [10.1177/11795468231221413](https://doi.org/10.1177/11795468231221413).

122. Winkler Ch. M., Kuhn A.I., Hentschel G. i Glasmacher B. *A Review on Novel Channel Materials for Particle Image Velocimetry Measurements—Usability of Hydrogels in Cardiovascular Applications*. Gels 2022, Vol. 8, Page 502 8(8): 502. 2022. doi:10.3390/GELS8080502.
123. Wojtas K., Kozłowski M., Orciuch W. i Makowski Ł. Computational Fluid Dynamics Simulations of Mitral Paravalvular Leaks in Human Heart. Materials 14(23):7354. 2021. DOI: [10.3390/ma14237354](https://doi.org/10.3390/ma14237354).
124. Xiaolin W., Gürzing S., Schinkel Ch. i in. Hemodynamic Study of a Patient-Specific Intracranial Aneurysm: Comparative Assessment of Tomographic PIV, Stereoscopic PIV, In Vivo MRI and Computational Fluid Dynamics. *Cardiovascular Engineering and Technology* 13(3): 428–42. 2022. doi:10.1007/S13239-021-00583-2/TABLES/3.
125. Yazdi G. S., Geoghegan P. H., Docherty P. D. i in. A Review of Arterial Phantom Fabrication Methods for Flow Measurement Using PIV Techniques. *Annals of Biomedical Engineering* 2018 46:11 46(11): 1697–1721. 2018. DOI: [10.1007/s10439-018-2085-8](https://doi.org/10.1007/s10439-018-2085-8).
126. Zhang F., Lanning C., Mazzaro L. i in. *In vitro and preliminary in vivo validation of echo particle image velocimetry in carotid vascular imaging*. Ultrasound Med Biol 37(3): 450–64. 2011. DOI: [10.1016/j.ultrasmedbio.2010.11.017](https://doi.org/10.1016/j.ultrasmedbio.2010.11.017).
127. Zhang Z. *Echo Particle Image/Tracking Velocimetry: Technical Development and In Vivo Applications in Cardiovascular and Cerebrovascular Flows*. Rozprawa doktorska. John Hopkins University. 2023.
128. Zheng H., Mukdadi O., Kim H. B. i in. *Advantages in using multi-frequency driving to enhance ultrasound contrast microbubble non-linearities for optimizing echo particle image velocimetry techniques*. 2nd IEEE International Symposium on Biomedical Imaging: Macro to Nano 1: 500–503. 2004. DOI: [10.1109/ISBI.2004.1398584](https://doi.org/10.1109/ISBI.2004.1398584)
129. https://www.aatbio.com/fluorescence-excitation-emission-spectrum-graph-viewer/rhodamine_b
130. <https://admed.org.pl/blog/z-czego-sklada-sie-uklad-sercowo-naczyniowy>
131. <https://www.bhphotovideo.com/find/canonLensPage/canonLensPage.jsp>
132. <https://www.dantecdynamics.com/about/history/>
133. https://ec.europa.eu/eurostat/statistics-explained/index.php?title=Causes_of_death_statistics/pl&oldid=354853
134. <https://fizjoterapeuty.pl/uklad-krwionosny/uklad-krwionosny.htm>

135. http://www.fizykon.org/optyka/optyka_geometryczna_prawo_zalamania_swiatla.htm
136. <https://formlabs.com/store/materials/clear-resin/>
137. <https://gumed.edu.pl/60427.html>
138. <http://hyperphysics.phy-astr.gsu.edu/hbase/atmos/blusky.html>
139. <https://kawaska.pl/mikroskopia-swietlna/>
140. https://www.keyence.eu/plpl/ss/products/microscope/microscope_glossary/optical_microscopes/
141. <https://www.laserfocusworld.com/optics/article/14197298/flat-top-laser-beams-their-uses-and-benefits>
142. <http://www.learnpiv.org/correlationComputations/>
143. <https://www.medicaldevice-network.com/features/3d-printing-in-the-medical-field-applications/?cf-view>
144. <https://www.mp.pl/pacjent/>
145. <https://przemyslprzyszlosci.gov.pl/druk-3d-metoda-sla-wyzsza-jakosc-ale-drozej/>
146. <https://www.przychodniasynexus.pl/uklad-krazenia-sercowo-naczyniowy-budowa-rola-choroby/>
147. <https://stat.gov.pl/obszary-tematyczne/ludnosc/statystyka-przyczyn-zgonow/>
148. <https://www.szerokikadr.pl/poradnik/kat-widzenia-objektywu-i-perspektywa-wszystko-co-warto-wiedziec>
149. <https://www.termedia.pl/poz/Choroby-sercowo-naczyniowe-glownym-zabojca-w-Polsce-i-na-swiecie,31574.html>
150. <https://www.who.int/data/gho/data/themes/mortality-and-global-health-estimates>
151. https://pl.wikipedia.org/wiki/G%C5%82%C4%99bia_ostro%C5%9Bci
152. https://en.wikipedia.org/wiki/History_of_fluid_mechanics
153. <https://pl.wikipedia.org/wiki/Krew>
154. <https://pl.wikipedia.org/wiki/Pr%C4%99dko%C5%9B%C4%87>
155. https://en.wikipedia.org/wiki/Tyndall_effect

Spis akronimów

- 2D/3D – 2/3- *Component*
- 2D/3D – 2/3-*Dimensional*
- 4D PIV – *4-Dimensional PIV*
- CCD – *Charge-Coupled Device*
- CEUS – *Contrast-Enhanced Ultrasound*
- CFD – *Computational Fluid Dynamics*
- CLIF – *Combustion Laser Induced Fluorescence*
- CMOS – *Complementary Metal-Oxide-Semiconductor*
- CT – *Computed Tomography*
- Echo-PIV – *Echocardiography Particle Image Velocimetry*
- EFD – *Experimental Fluid Dynamics*
- FPS – *Frames Per Second*
- FSI – *Fluid Structure Interaction*
- IA – *Interrogation Area*
- LASER – *Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation*
- LFS – *Low Force Stereolithography*
- LIF – *Laser-Induced Fluorescence*
- MRI – *Magnetic Resonance Imaging*
- Nd:YAG – *yttrium-aluminum-garnet*
- ND:YFL – *neodymium: yttrium lithium fluoride*
- PIV – *Particle Image Velocimetry*
- PLIF – *Planar Laser-Induced Fluorescence*
- PTV – *Particle Tracking Velocimetry*
- QE – *Quantum Efficiency*
- RI – *refractive index*
- SLA – *Stereolithography*
- SNR – *Signal to Noise Ratio*
- TR-PIV – *Time-Resolved PIV*
- μ PIV – *micro Particle Image Velocimetry*
- UCA – *Ultrasound Contrast Agents*
- US-PIV – *Ultrasound Particle Image Velocimetry*

Spis rysunków

Rysunek 2.1. Budowa ludzkiego układu krwionośnego [134].....	17
Rysunek 4.1. Szkic wiru wodnego powstałego przy wypływie wody z kwadratowego otworu do basenu wykonany przez Leonarda da Vinci około roku 1500 [11].	26
Rysunek 4.2 Schemat działania aparatury PIV [21].....	29
Rysunek 4.3. Proces pomiarowy PIV.....	33
Rysunek 4.4 Profile wiązki typu gaussowskiego (po lewej) i Top–Hat (po prawej). [141].....	38
Rysunek 4.5. Układ optyczny soczewek noża świetnego do oświetlania płaszczyzny pomiarowej z wykorzystaniem aparatury PIV.....	40
Rysunek 4.6. Zasada działania matrycy kamery PIV.....	42
Rysunek 4.7. Obraz (a) z widoczną różnicą jasności z uwagi na zastosowanie podwójnego rejestru odczytu wartości z pikseli kamery przy słabym oświetleniu oraz obraz z pomiarów, gdzie różnica ta jest już niewidoczna (b)	43
Rysunek 4.8. Zmienność skali szarości dla różnych zakresów dynamiki obrazu	43
Rysunek 4.9. Zależność wydajności kwantowej od długości fali dla kamery PIV.....	46
Rysunek 4.10. Zależność kąta obrazowania od ogniskowej obiektywu [148].....	47
Rysunek 4.11. Zależność głębi ostrości obiektywu od jego ogniskowej [151].....	48
Rysunek 4.12. Zależność głębi ostrości obiektywu od wielkości przesłony [151].....	50
Rysunek 4.13. Wpływ otwarcia przesłony na parametry obrazu rejestrowanego przez matryce kamery.	50
Rysunek 4.14. Wizualizacja najpowszechniejszego zniekształcenia obrazu występującego w fotografii: dystorsja beczkowata i dystorsja poduszkowata.	51
Rysunek 4.15. Wizualizacja wady optycznej optyki mikroskopu – krzywizna pola [139].....	52
Rysunek 4.16. Rozkład rozproszenia światła laserowego przez cząstki ciekłe i ciała stałego dla różnych rozmiarów: od góry kropla 1 μ m, cząstka kulista 1 μ m, kropla 10 μ m, cząstka kulista 10 μ m [84]	54
Rysunek 4.17. Rozpraszanie Mie dla $d_{\text{cząstki}} \cong \lambda_{\text{laser}}$ i większych oraz rozproszenie Rayleigha dla cząstek mniejszych [138]	55
Rysunek 4.18. Obraz PIV wykorzystujący rozproszenie światła laserowego od cząstek posiewu (po lewej) oraz obraz PIV z cząstkami fluorescencyjnymi (po prawej)	57
Rysunek 4.19. Przebiegi czasowe poszczególnych komponentów systemu PIV w trybie pomiarowym <i>double-frame</i>	58
Rysunek 4.20. Ramię optyczne do prowadzenia wiązki laserowej.	59

Rysunek 4.21. Wizualizacja wpływu apertury numerycznej (przesłony obiektywu) na ostrość obrazu. Po lewej obraz z dużą głębią ostrości (niebieska obwódka), w której mieści się płaszczyzna lasera (zielona linia, po prawej ten sam układ z płytką głębią ostrości nie zawierającą płaszczyzny laserowej.	61
Rysunek 4.22. Zdjęcie z kamery do analizy PIV	62
Rysunek 4.23. Kształt maski statycznej oraz obraz zdjęcia po zastosowaniu maskowania.....	63
Rysunek 4.24. Zastosowanie maski dynamicznej. Pozycja maskowanego obiektu z kilku kolejnych ekspozycji nałożona na jedno zdjęcie (a) oraz obraz maski (b) [25].....	63
Rysunek 4.25. Kolejne kroki odejmowania tła dla zwiększenia kontrastu i redukcji poziomu tła. Obraz zarejestrowany przez kamerę (a), obraz powstały z uśrednienia wszystkich obrazów danej akwizycji (obraz wartości statycznych) (b), obraz (c) po odjęciu tła (b) od obrazu podstawowego (a) – wartości dynamiczne.....	64
Rysunek 4.26. Etapy przetwarzania obrazu cząstek po zastosowania lokalnej normalizacji kontrastu [25].	65
Rysunek 4.27. Obrazowe przedstawienie zasady cross-correlation. Obraz po lewej stan w czasie początkowym, obraz po prawej – stan po czasie Δt	66
Rysunek 4.28. Macierz dopasowania P z zaznaczeniem najbardziej prawdopodobnego przesunięcia.....	67
Rysunek 4.29. Ilustracja wyznaczenia wektora przesunięcia dla obszaru IA	67
Rysunek 4.30. Rezultaty analizy PIV dla różnych obszarów IA : 16×16 na obrazie (a), 32×32 na obrazie (b), 64×64 na obrazie (c) i 128×128 na obrazie (d).....	69
Rysunek 4.31. Mapy wektorowe bez stosowania filtrów otrzymanych rezultatów PIV (a) oraz z filtrowaniem wartości sąsiednich (b).....	70
Rysunek 4.32. Rezultaty dekompozycji modalnej pulsacyjnego strumienia z rozkładem czasu rozpadu modów od częstotliwości ich występowania(wykres) oraz wizualizacja trzech najsilniejszych struktur [21]	72
Rysunek 4.33. Zjawisko <i>peak-locking</i> na rysunku (a) z wysoką niepewnością określenia pozycji i przemieszczenia dS_F oraz prawidłowy odczyt (b) przy odpowiednio dobranych warunkach pomiarowych.....	74
Rysunek 4.34. Zasada działania StereoscopicPIV	76
Rysunek 4.35. Mapy wektorowe 2D2C PIV dla dwóch kamer ustawionych na ten sam obszar pod kątem do płaszczyzny pomiarowej (a) oraz wynik analizy stereoskopowej 2D3C PIV (b) – kolorem oznaczona wartość trzeciej składowej oraz widok poprzeczny.	77

Rysunek 4.36. Obraz otrzymywany przy kątowym ustawieniu kamer względem płaszczyzny pomiarowej. Na niebieskim tle obraz pokazujący gradienty, obok – zdjęcie rzeczywiste. Na górze poglądowe ustawienie kamer	79
Rysunek 4.37. Zasada działania korekcji Scheimpfluga poprzez zmianę pozycji matrycy kamery A'B' względem płaszczyzny pomiarowej AB	80
Na rysunku 4.38 pokazano zastosowanie korekcji Scheimpfluga wykorzystywane w aparaturze StereoPIV.....	80
Rysunek 4.38. Ustawienie kamer z zaznaczonym obszarem ogniskowania skorygowanym przy pomocy uchwytu Scheimpfluga.	81
Rysunek 4.39. Zasada działania mikroskopu stereoskopowego do pomiarów PIV [21]	85
Rysunek 5.1. Prezentacja zjawiska przesunięcia Stokesa	88
Rysunek 5.2. Widmo emisji wzbudzenia oraz emisji dla rodaminy 6G (a) i rodaminy B (b) z zaznaczoną linią lasera wzbudzającego	91
Rysunek 5.3. Rozkład średniego bezwymiarowego stężenia traseru w mieszalniku z nałożoną mapą wektorową prędkości średniej [4].....	94
Rysunek 6.1. Schemat procesu działania drukarki 3D SLA [145]	97
Rysunek 6.2. Schematyczne przedstawienie różnic pomiędzy warstwami po zastosowaniu dwóch najpopularniejszych technik druku 3D: (a) inkjet i (b) SLA	98
Rysunek 6.3 Zjawisko żółknięcia wydruku pod wpływem promieni UV. Po lewej blok po naświetlaniu powyżej 30 minut, po prawej blok naświetlany przez 10 minut.....	101
Rysunek 6.4. Projekt „grzebienia” do weryfikacji dokładności wydruku z malejącą szerokością szczeliny	102
Rysunek 6.5 Widok na wydruk szczelin według rysunku 6.4. Po lewej widok boczny na szczelinę 3mm, powierzchnia przygotowana do pomiarów, po prawej szczelina 1mm, widok z góry, powierzchnia przed obróbką zgodną z opisem w rozdziale 6.6.2.	102
Rysunek 6.6. Obraz szczeliny wydruku żywicą twardą Clear (a–b) oraz elastyczną BioMed Elastic (c).....	104
Rysunek 6.7. Bieg promieni przez badaną próbkę ciała stałego refraktometrem Abbego z wyróżnieniem promienia kąta granicznego (a), szczegółowy schemat przebiegu światła z uwzględnieniem cieczy immersyjnej (b), zdjęcie z pomiaru RI druk (c) z odczytem wartości (d)	107
Rysunek 6.8. Bieg promieni światła od źródła przez pryzmat oświetlający, warstwę badanej cieczy, pryzmat pomiarowy do skali odczytu wartości refraktometru (a) oraz przykładowe zdjęcie z pomiaru współczynnika załamania światła cieczy (b)	108

Rysunek 6.9. Obraz widoczny przy próbie pomiaru współczynnika załamania światła elastycznego druku 3D przy użyciu refraktometru Abbego (a), kształt próbki elastycznego druku 3D będącej w cieczy o $RI = 1,3950$ (b), próbka w cieczy o $RI = 1,4700$ (c), próbka w cieczy o $RI = 1,4730$ z najlepszym dopasowaniem (d), próbka w cieczy o $RI = 1,4741$ (e), próbka w cieczy o $RI = 1,4785$ (f).....	109
Rysunek 6.10. Nieobrobiony rezultat druku 3D, w powiększeniu ścianka zewnętrzna (a) i ścianka wewnętrzna cylindra o średnicy 4mm (b)	110
Rysunek 6.11. Zdjęcie górne – cały element wydrukowany na zlecenie, zdjęcie dolne przedstawia zbliżenie na geometrię wykorzystaną do publikacji. Kanał zalany wodą dla łatwiejszej wizualizacji	111
Rysunek 6.12. Obraz powierzchni elementu wydrukowanego z żywicy Clear: nieoszlifowanej (a), zmatowionej po zastosowaniu papieru ściernego o średniej gradacji (b) oraz rezultat polerowania papierem ściernym o gradacji P8000 [44].....	113
Rysunek 6.13. Porównanie poprawy jakości wizualnej ścianki wewnętrznej drukowanej geometrii przy nałożeniu warstwy polimeru PDMS (b) ze ścianką bez modyfikacji (a)	114
Rysunek 6.14. Zbiornik do badań geometrii elastycznych: widok z góry(a), widok z cieczą niwelującą zniekształcenia obrazu oraz zmatowienie powierzchni (b), widok przez okienko laserowe (c)	115
Rysunek 6.15. Rysunek techniczny obudowy do pomiarów PIV drukowanych w 3D geometrii układu krwionośnego (a) oraz zdjęcie wydrukowanego egzemplarza.....	116
Rysunek 7.1. Aparatura pomiarowa PIV wraz z układem przepływowym oraz obiektem badanym	121
Rysunek 7.2. Widok boczny na tętnicę wieńcową uzyskany za pomocą skanu tomografii komputerowej.....	121
Rysunek 7.3. Wydruk 3D geometrii uzyskanych za pomocą tomografii komputerowej pacjenta z miażdżycą	122
Rysunek 7.4. Schemat układu przepływowego oraz pomiarowego podczas pierwszego pomiaru [5]	123
Rysunek 7.5. Obraz narzędzia kalibracyjnego	124
Rysunek 7.6. Zdjęcie pomiarowe PIV w modelu wydrukowanym w technologii 3D z nałożoną powłoką lakierową blokującą promieniowanie UV. Zdjęcie z ekspozycji p2 wg rysunku 7.7a	124

Rysunek 7.7. Planowe obszary kolejnych ekspozycji pomiarowych p1-p16 (a) oraz obrazy kształtu geometrii zarejestrowane na poszczególnych ekspozycjach zszyte w jedną całość (b). Na rzucie (c) pokazano sposób oraz miejsce oświetlenia wiązką laserową [5]	125
Rysunek 7.8. Mapy wektorowe oraz skale prędkości dla przepływów przez wydrukowaną geometrię modelu tętnicy ze zmianami miażdżycowymi dla 3 liczb Reynoldsa [5]	126
Rysunek 7.9. Zestawienie rezultatów eksperymentalnej mechaniki płynów (a) oraz obliczeniowej mechaniki płynów (b) dla tej samej geometrii [5]	127
Rysunek 7.10. Zestawienie porównania szczegółowego rezultatów CFD i PIV dla wybranych fragmentów mierzonej geometrii	128
Rysunek 7.11. Model nr 2 badanych geometrii – symulacja zmiany miażdżycowej wewnątrz modelu tętnicy [44]	129
Rysunek 7.12. Wydrukowana geometria modelu tętnicy ze zmianą miażdżycową przygotowana do pomiarów PIV	130
Rysunek 7.13. Płytki kalibracyjne wypełnione wodą i powietrzem (a) oraz płytka kalibracyjna wypełniona cieczą o zgodnym współczynniku załamania światła z modelem wydrukowanym	130
Rysunek 7.14. Kontury badanej geometrii (a) oraz miejsca wykonania porównań profili prędkości PIV i CFD (b) [44]	131
Rysunek 7.15. Rozkład prędkości z analizy PIV przez wydrukowaną geometrię z zaznaczonymi wektorami prędkości dla przepływu $q_1 = 0,625$ mls (a), rezultat symulacji CFD dla q (b), rezultaty PIV dla $q_2 = 5$ mls (c) oraz rezultaty CFD dla q_2 (d)	132
Rysunek 7.16. Przykładowe obrazy rozproszenia światła od fluorescencyjnego posiewu zawieszonego w krwiopodobnej cieczy z wymuszonym przepływem przez wydrukowany model tętnicy ludzkiej. Obraz (a) z pierwszego zdjęcia w parze dwu-klatkowej, obraz (b) to drugie zdjęcie w parze zdjęć, obraz (c) rezultat analizy PIV tych 2 zdjęć. Obraz (d) przedstawia powiększony urywek obrazu (a)	133
Rysunek 7.17. Porównanie profili prędkości otrzymanych z pomiarów oraz obliczeń dla 4 przekrojów według zaznaczenia na rysunku 7.14b. Porównanie wykonane dla prędkości przepływającego płynu o strumieniu $q_1 = 0,625$ mls (a) oraz $q_2 = 5$ mls (b) [44]	134
Rysunek 7.18. Wirtualny model geometrii badanej w orientacji zgodnej ze stroną pracy kamery w trakcie pomiarów (a), obraz wydrukowanej geometrii w obudowie przystosowanej do pomiarów PIV (b), widok na obiekt od strony oświetlania laserem wraz z nałożeniem miejsc oświetlania laserem przy każdej ekspozycji (c), obraz z kamery pomiarowej geometrii	

wypełnionej powietrzem z zastosowaniem cieczy immersyjnej pod szkiełkiem (d) oraz obraz geometrii wypełnionej cieczą ze zgodnym współczynnikiem załamania światła (e)	136
Rysunek 7.19. Rezultaty pomiarów 2D PIV w postaci linii prądu. Obraz (a) odpowiada linii niebieskiej na rysunku 7.18, obraz (b) linii zielonej, obraz (c) linii żółtej, a obraz (d) linii czerwonej	137
Rysunek 7.20. Wynik symulacji obliczeniowej mechaniki płynów przez geometrię modelu tętnicy szyjnej ze zmianą miażdżycową.....	138
Rysunek 7.21. Zestawienie zdjęć PIV otrzymywanych przy polerowaniu druku 3D bez zachowania zgodności współczynnika załamania światła (a) oraz z zachowaniem zgodności (b), obraz (c) przedstawia przykładowe zdjęcie uzyskane przy użyciu cieczy wyrównującej powierzchnię zewnętrzną oraz szkiełko mikroskopowe	139
Rysunek 7.22. Schemat układu przepływowego oraz pomiarowego z pełnym oprzyrządowaniem	140
Rysunek 7.23. Geometrie 3D modeli imitujących tętnicę z bifurkacją (a), model ze zmianą miażdżycową jednostronną (b) oraz model ze zmianą miażdżycową dwustronną (c)	141
Rysunek 7.24. Rezultaty pomiarów PIV dla geometrii LMCA z rozgałęzieniem na LCX oraz LAD w wariantach bez zmian chorobowych (a), z jednostronną zmianą miażdżycową (b) oraz z podwójną zmianą miażdżycową (c)	143
Rysunek 7.25. Rezultaty symulacji CFD dla geometrii LMCA z rozgałęzieniem na LCX oraz LAD w wariantach bez zmian chorobowych (a), z jednostronną zmianą miażdżycową (b) oraz z podwójną zmianą miażdżycową (c)	144
Rysunek 7.26. Zdjęcie zbiornika przygotowanego do pomiarów PIV wewnątrz geometrii wydrukowanych w technologii 3D z wykorzystaniem biokompatybilnej żywicy światło utwardzalnej	145
Rysunek 7.27. Zdjęcia badanych modeli geometrii ludzkiej tętnicy szyjnej. Obraz (a) przedstawia miejsce pomiaru w przypadku geometrii tętnicy zdrowej, natomiast zdjęcie (b) tętnicy chorej. Na zdjęciu (c) zaznaczone jest miejsce rozpoczęcia i zakończenia pomiarów w modelu tętnicy zdrowej, a na zdjęciu (d) chorej	147
Rysunek 7.28. Rozkład prędkości PIV z zaznaczonymi wektorami dla przepływu $q = 4,0$ mls przez wydrukowany w technologii elastycznego druku 3D model zdrowej tętnicy ludzkiej	149
Rysunek 7.29. Rezultat wyznaczenia niepewności analizy PIV otrzymany z wykorzystaniem metody identyfikacji przesunięcia pojedynczych cząstek [93] dla wyników przedstawionych na rysunku 7.28	149

Rysunek 7.30. Rozkład prędkości otrzymany z symulacji obliczeniowej dla przepływu $q = 4,0$ mls przez model tętnicy ludzkiej. Na górze przekrój zgodny z PIV, na dole linie prądu z całej objętości.....	150
Rysunek 7.31. Rozkład prędkości otrzymany z analizy PIV z zaznaczonymi wektorami prędkości dla przepływu $q = 4,0$ mls przez wydrukowany w technologii elastycznego druku 3D model tętnicy ludzkiej ze zmianami miażdżycowymi	151
Rysunek 7.32. Rezultat analizy niepewności analizy PIV wykonany z wykorzystaniem metody identyfikacji przesunięcia pojedynczych cząstek [93]	151
Rysunek 7.33. Rozkład prędkości otrzymany z symulacji obliczeniowej dla przepływu $q = 4,0$ mls przez model tętnicy ludzkiej ze zmianami miażdżycowymi. Na górze przekrój zgodny z PIV, na dole linie prądu z całej objętości.....	152
Rysunek 7.34. Rozkład zmierzonej za pomocą PIV wartości wirowości w badanej geometrii modelu ludzkiej zdrowej tętnicy	153
Rysunek 7.35. Rozkład zmierzonej za pomocą PIV wartości wirowości w badanej geometrii modelu ludzkiej tętnicy ze zmianą miażdżycową	153
Rysunek 7.36. Rozkład wyznaczonej przez obliczeniową mechanikę płynów wartości wirowości w badanej geometrii modelu ludzkiej zdrowej tętnicy	154
Rysunek 7.37. Rozkład wyznaczonej przez obliczeniową mechanikę płynów wartości wirowości w badanej geometrii modelu ludzkiej tętnicy ze zmianą miażdżycową.....	154
Rysunek 7.38. Rozkład wartości siły wirowości w badanej geometrii modelu ludzkiej zdrowej tętnicy	155
Rysunek 7.39. Rozkład wartości siły wirowości w badanej geometrii modelu ludzkiej tętnicy ze zmianą miażdżycową.....	155
Rysunek 7.40. Rozkład wartości kryterium Q w badanej geometrii modelu ludzkiej zdrowej tętnicy	156
Rysunek 7.41. Rozkład wartości kryterium Q w badanej geometrii modelu ludzkiej tętnicy ze zmianą miażdżycową	156
Rysunek 7.42. Rozkład wartości tensora szybkości ścinania w badanej geometrii modelu ludzkiej zdrowej tętnicy	158
Rysunek 7.43. Rozkład wartości tensora szybkości ścinania w badanej geometrii modelu ludzkiej tętnicy ze zmianą miażdżycową	158
Rysunek 7.44. Profile prędkości u wzdłuż badanej geometrii modelu tętnicy szyjnej w wielu przekrojach	159

Rysunek 7.45. Profile prędkości u wzdłuż badanej geometrii modelu tętnicy szyjnej ze zmianami miażdżycowymi w wielu przekrojach	159
Na obrazach 7.46a wskazano obszary pomiarowe i ich położenie na zdjęciach wydrukowanej geometrii. Dodatkowo białą i czarną strzałką przedstawiono układ odniesienia dla łatwiejszego zorientowania rezultatów 3D.	162
Rysunek 7.47. Rezultaty stereo- μ PIV dla geometrii modelu 8 z zaznaczonym miejscem pomiarowym (a), wartości wektora prędkości (u , v , w) (b), wartości składowej w na obrazie (c)	166
Rysunek 7.48. Model druku 3D przygotowany do pomiarów PLIF	168
Rysunek 7.49. Zmienność bezwymiarowego stężenia w przepływie przez przewężenie będące modelem zmiany miażdżycowej w tętnicy człowieka dla przepływu równego 0,167 mls na obrazie (a), 0,334 mls na obrazie (b), 0,834 mls na obrazie (c) i 2,5 mls na obrazie (d) w momencie t_0 oznaczającym pojawienie się barwnika na obrazie kamery, $t_1 = t_0 + 1$ sekunda oraz $t_2 = t_1 + 1$ sekunda	169
Rysunek 7.50. Usytuowanie punktów P1, P2 i P3 na tle badanej geometrii.....	170
Rysunek 7.51. Zmiana stężenia w czasie dla punktu P1 dla pięciu strumieni płynu o stężeniu wlotowym równym 0,9 [-]	171
Rysunek 7.52. Zmiana stężenia w czasie dla punktu P2 dla pięciu strumieni płynu o stężeniu wlotowym równym 0,9 [-]	171
Rysunek 7.53. Zmiana stężenia w czasie dla punktu P1 dla pięciu strumieni płynu o stężeniu wlotowym równym 0,9 [-]	172
Rysunek 7.54. Umieszczenie punktu wyznaczania zależności stężenia w czasie dla czterech strumieni przepływu w modelu tętnicy szyjnej ze zmianą miażdżycową.....	173
Rysunek 7.55. Rozkład wartości bezwymiarowego stężenia w czasie dla czterech strumieni natężenia przepływu w modelu tętnicy szyjnej ze zmianą miażdżycową.....	174
Rysunek 8.1. Obraz wydruku geometrii elastycznej wraz z podporami	177

Spis tabel

Tabela 4.1. Zestawienie najpopularniejszych cząstek znacznikowych wykorzystywanych w pomiarach techniką PIV	55
Tabela 6.1. Zestawienie wymiarów wydruku 3D ze zmierzonymi wartościami wraz z podaniem niepewności pomiarowej.....	103
Tabela 6.2. Zestawienie wymiarów wydruku 3D ze zmierzonymi wartościami wraz z podaniem niepewności pomiarowej dla dwóch typów żywicy po kilkukrotnych korektach kalibracyjnych	104
Tabela 6.3. Parametry fizyczne krwi ludzkiej	118
Tabela 7.1. Tabela parametrów przepływu pomiarów PIV w modelu wydrukowanym w technologii 3D z nałożoną powłoką lakierową blokującą promieniowanie UV	125
Tabela 7.2. Zestawienie wartości parametrów płynu przepływającego przez badaną geometrię modelu tętnicy z rozgałęzieniem ze zmianami miażdżycowymi	141
Tabela 7.4. Parametry systemu pomiarowego i układu badanego podczas pomiarów w elementach wydrukowanych żywicą elastyczną	146