

EKSPERYMENTALNA ANALIZA PRZEPŁYWÓW W SKALI MIKRO I NANO

T.A. Kowalewski, S. Błoński, P. Korczyk, IPPT PAN, Warszawa

1. Wprowadzenie

W ostatnich latach dużego znaczenia nabrały badania związane z tzw. nanotechnologiami, tzn. z projektowaniem i wytwarzaniem urządzeń i struktur w skali mikro i nano. Nanotechnologie prowadzą do wytwarzania nowych materiałów, tworzą nowe metody analizy własności fizycznych, chemicznych i biologicznych materii dla mikro, nano czy nawet piko litrowych objętości próbek, pozwalają na manipulację materią w skali molekularnej i na diagnostykę mechaniczną i bio-chemiczną na poziomie pojedynczych molekuł [1]. Obszary zastosowań nanotechnologii i związanych z nimi nanonauk powiększają się z każdym dniem, tworząc coraz to nowe dyscypliny w klasycznym podziale wiedzy, takie jak nanomedycyna, nanooptyka, nanoelektronika, nanometrologia i wiele innych z analogicznym przedrostkiem nano. W większości procesów badanych w tych skalach ważną rolę odgrywają płyny, w których zachodzą badane reakcje i zjawiska mikroskalowe. Z tego względu wśród tych nowych dyscyplin istotne miejsce zajmuje mechanika płynów, której mikro i nano wariant nazwano w literaturze angielskiej „*micro and nanofluidics*” [2].

Badania mikroprzepływowe obejmują zjawiska, w których znaczącą rolę odgrywa efekt skali, implikujący rozwijanie nowych modeli teoretycznych, numerycznych i metod eksperymentalnych. Mikroprzepływy stały się na świecie dynamicznie rozwijającą się dyscypliną. Kilkanaście konferencji odbywających się rocznie na świecie ma tę tematykę w tytule. W niemal każdym światowym ośrodku naukowym zajmującym się mechaniką płynów znajdziemy grupę „Microfluidics”. Hasło *micro- nanofluid* można już znaleźć na ponad 200 tys. stron internetowych i liczba ta stale rośnie.

Pomiary charakterystyk przepływów w skali mikro i nano wymagają sięgnięcia po zupełnie nowe metody eksperymentalne, często będące modyfikacją systemów znanych wcześniej w badaniach bio-medycznych, jak mikroskopia fluorescencyjna, mikroskopia skaningowa, czy w ostatnich latach metody detekcji molekularnej jak rezonansowy przekaz energii fluorescencji (FRET) i plazmonowe odbicie światła na nanowarstwach metali. Osiągnięcia optyki i elektroniki umożliwiają sięgnięcie w eksperymentalnej mechanice płynów po metody diagno-

styki na poziomie molekularnym, ponownie odświeżając dyskusję nad granicami stosowności ciągłego opisu teoretycznego ruchu płynu.

Również w Polsce, choć z dość dużym opóźnieniem, dostrzeżono wagę tej nowej dziedziny mechaniki płynów, stwarzającej perspektywy intensyfikacji wymiany ciepła, budowy mikroreaktorów biochemicznych (tzw. *micro-Total-Analysis-System* – μ TAS oraz *Lab-on-a-Chip devices*), produkcji nanocząstek i ich samoorganizacji w zadane mikrostruktury [3,4]. Do analizy zjawisk przepływowych w mikro i nanoskali zaadoptowano techniki numeryczne rozwijane wcześniej dla gazów rozrzedzonych, jak metoda *Lattice-Boltzmann*, dynamika brownowska i molekularna czy metody hybrydowe [5-8]. Miniaturyzacja układów mikroprzepływowych stwarza nowe wyzwania technologiczne w zakresie budowy układów i wyposażenia ich w mikroczipy biologiczne i chemiczne [9-11]. Wykorzystanie efektów hydrodynamicznych pozwala na sterowanie przepływem w skali mikro, dozowanie i enkapsulację mikro-kropeł i strumieni cieczy [12].

Od kilku lat tematyka nanotechnologii i ich powiązań z naukami biomedycznymi rozwijana jest też w Zakładzie Mechaniki i Fizyki Płynów IPPT PAN. W ramach utworzonego laboratorium mikroprzepływowego [13] prowadzone są prace nad zastosowaniami nanowłókien, modelowaniem przepływu mikrozwiesin oraz nad rozwijaniem nowych metod diagnostycznych. W niniejszym przeglądzie chcielibyśmy krótko wspomnieć o kilku problemach mikroprzepływowych analizowanych w naszym laboratorium, wskazać na specyfikę nowych metod eksperymentalnych i perspektywy ich wykorzystania w planowanych badaniach interdyscyplinarnych.

2. Anemometria obrazowa a skali mikro – micro-PIV

Klasyczna już niemal metoda anemometrii obrazowej (Particle Image Velocimetry) pozwala obecnie zmierzyć dwie lub trzy składowe prędkości dla całego przekroju pola przepływu, zarówno w warunkach laboratoryjnych, jak i dla opływu dużych obiektów, jak samochód czy wirnik śmigłowca. Metoda PIV wykorzystuje korelację kolejnych obrazów przemieszczających się w przepływie cząstek posiewu, zarejestrowanych kamerą cyfrową w płaszczyźnie tzw. noża świetlnego [14]. W kanałach o wymiarach w zakresie 100nm – 1mm nie jest możliwe uzyskanie wystarczająco cienkiej płaszczyzny świetlnej ani zastosowanie klasycznego posiewu cząstkami o wymiarach od kilku do kilkunastu mikronów. Dla uzyskania koniecznej precyzji pomiaru klasyczny posiew zastąpiono mikro i nanocząstkami fluorescencyjnymi o wymiarach od 10nm do 1 μ m. Klasyczne obrazowanie cząstek w świetle rozproszonym przy tak małych wymiarach obiektów uniemożliwia ich lokalizację. Rozproszenie na obiektach

mniejszych niż długość fali światła (typu Mie i Rayleigha) powoduje całkowite rozmycie obrazu. Z pomocą przychodzi efekt fluorescencji. Częstka posiewu, stając się wskutek wzbudzonej fluorescencji źródłem światła, może zostać znacznie łatwiej zarejestrowana. Wprawdzie, wskutek dyfrakcji światła, rejestrowany obiekt ma nadal postać rozmytego krążka interferencyjnego (dysk Airy), ale wyznaczenie jego środka, jedyne parametru istotnego dla pomiaru przemieszczeń, nie przedstawia już dużego problemu.

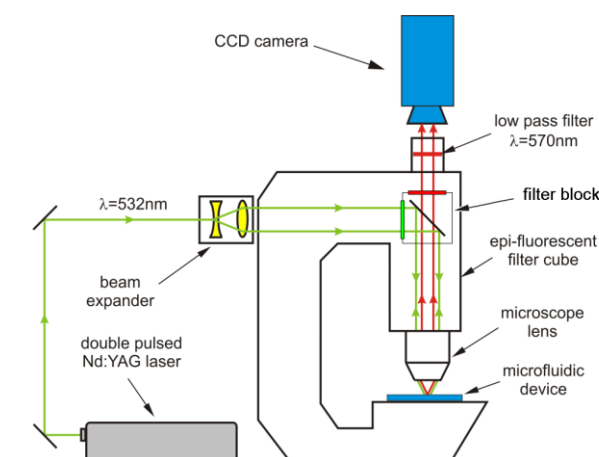
Małe wymiary badanego obszaru przepływowego wymagają stosowania mikroskopu do rejestracji przepływu. Brak noża świetlnego uniemożliwia prostą identyfikację analizowanej płaszczyzny przepływu. Z pomocą przychodzi tu mała głębia ostrości obiektywów mikroskopowych. Wydzielenie analizowanej płaszczyzny następuje tutaj przez właściwy wybór płaszczyzny ostrości. Oparta o te zasady technika mikro-przepływowej anemometrii obrazowej, umożliwiającą wykonanie pomiarów w kanałach o mikrometrowych wymiarach, została nazwana micro-PIV (micro Particle Image Velocimetry) [15,16].

Obserwacja cząstek fluorescencyjnych wymaga wzbudzenia ich światłem o zadanej barwie (długości fali) i rejestrację emisji światła o innej barwie, przy czym długość fali światła emitowanego jest dłuższa niż światła wzbudzającego (przesunięcie Stokesa). Do oświetlania możemy zastosować tutaj źródło światła oświetlające cały badany przepływ (tzw. *volume illumination*) i poprzez system filtrów doprowadzić do rejestracji tylko światła emitowanego przez cząstki fluorescencyjne, odcinając światło wzbudzające, odbite od ścianek mikro-kanału i cząstek znacznikowych. Taka filtracja światła jest konieczna, gdyż jasność światła wzbudzającego jest dużo wyższa niż światła emitowanego przez fluorescencyjne cząstki znacznikowe i bez odcięcia światło emitowane byłoby niewidoczne na tle światła wzbudzającego.

Klasyczna mikroskopia fluorescencyjna, wykorzystywana początkowo do analizy mikro-przepływów techniką micro-PIV, wykorzystuje jako źródło światła lampę rtęciową. Ilość światła zmniejszona koniecznością stosowania filtrów i migawki elektronicznej jest stosunkowo mała i nie pozwala na rejestrację szybko przemieszczających się obiektów. Ograniczało to układy pomiarowe wyposażone w lampy rtęciowe do analizy jedynie powolnych, laminarnych przepływów, w których prędkość maksymalna nie przekraczała 1 mm/s. Szybkozmiennie procesy mikro-przepływowe, wymagające od technik pomiarowych wyższej rozdzielczości czasowej, wymusiły użycie szybkich kamer cyfrowych i zastąpienie lampy rtęciowej bardziej wydajnym źródłem światła, jakim jest laser emitujący światło monochromatyczne zgodne ze spektrum wzbudzenia cząstek fluorescencyjnych (por. rys. 1). Użycie szybkich kamer i lasera impulsowego jako źródła światła pozwoliło nam zwiększyć zakres prędkości możliwych do analizy techniką micro-PIV do około 20 m/s [17,18], co przy typowym powiększeniu mikro-

skopu, wymusza rejestrację zdjęć z odstępem czasowym pomiędzy obrazami wynoszącym około 200ns.

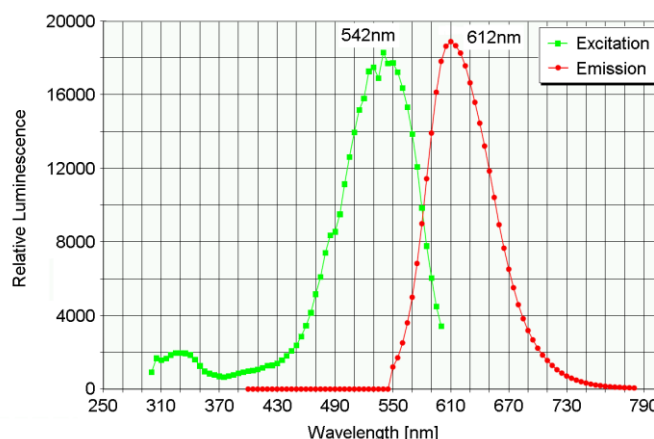
Rysunek 1 pokazuje schemat systemu oświetleniowego używanego w naszym laboratorium. Stanowisko do badań mikroprzepływów składa się z mikroskopu epi-fluorescencyjnego (*Nikon Eclipse 50i*) wyposażonego w zestaw obiektywów zapewniających odpowiednie powiększenie analizowanego przepływu, lasera Nd:Yag (*SoloPIV Nd YAG Lasers, New Wave Research Inc.*) emitującego impulsy światła o długości 5ns, długości fali 532nm i energii 30mJ, cyfrowej kamery wysokiej rozdzielczości (*12bit PCO SensiCam, PCO IMAGING*), zestawu filtrów optycznych oraz układu zwierciadeł i soczewek. Światło zielone (532nm) emitowane przez laser, po odpowiednim uformowaniu przez układ soczewek (*beam expander*) kierowane jest do wewnętrznego toru optycznego mikroskopu, gdzie przez blok filtrów i obiektyw mikroskopu dociera do analizowanego przepływu oświetlając fluorescencyjne cząstki znacznikowe w nim zawarte. Cząstki te, po wzbudzeniu, emitują światło czerwone (612nm), które podlega rejestracji kamerą cyfrową. Światło zielone, odbite od ścianek kanału i cząstek znacznikowych, jest odcięte przez układ filtrów i nie podlega rejestracji. Tak zbudowany układ pomiarowy pozwala na akwizycję par obrazów o rozdzielczości 1280 x 1024 pikseli z częstotliwością 3.75Hz, z minimalnym odstępem czasowym zdjęć w parze wynoszącym 200ns. Dodatkowo, zastosowanie lasera argonowego emitującego światło ciągle o mocy 5W i szybkiej kamery CMOS (*pco.1200 hs, PCO IMAGING*) pozwoliło nam na ciągłą rejestrację długich serii obrazów, koniecznych na przykład przy analizie ruchów Browna.



Rys. 1. Schemat stanowiska pomiarowego micro-PIV.

W opisanym układzie wykorzystano blok filtrów fluorescencyjnych typu TRITC (Ex 540/25, DM 565, BA 605/55), który zbudowany jest z dwóch filtrów i zwierciadła dichroicznego. Blok ten był dobrany tak, aby jego właściwości świetlne odpowiadały spektrum wzbu-

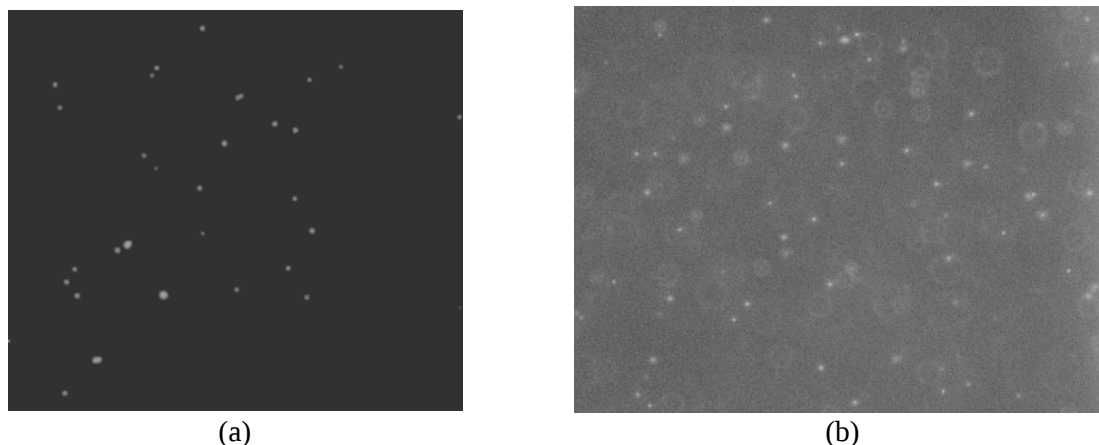
dzienia i emisji użytych w eksperymentach fluorescencyjnych cząstek znacznikowych (rys. 2). Pierwszy filtr bloku przepuszcza tylko światło o długości fali 540nm z szerokością „okna przepuszczającego” 25nm. Filtr ten ma za zadanie wyciąć ze światła białego, pochodzącego np. z lampy rtęciowej, światło o długości fali zbliżonej do spektrum wzbudzenia cząstek fluorescencyjnych. W przypadku wykorzystania jako źródło światła lasera emitującego światło monochromatyczne, nie ma potrzeby używania tego filtru. Światło przepuszczone przez pierwszy filtr pada następnie na zwierciadło dichroiczne, które jest elementem optycznym odbijającym światło poniżej zadanej długości fali, a przepuszczającym powyżej tej długości. Zwierciadło dichroiczne powinno być tak dobrane, aby granica pomiędzy pasmem odbijania i przepuszczania znajdowała się pomiędzy pasmem wzbudzenia i emisji cząstek znacznikowych. Granica ta, dla zwierciadła użytego w bloku TRITC wynosi 565nm. Drugim filtrem w bloku jest filtr przepuszczający tylko światło o długości 605nm z „szerokością okna” 55nm. Ma on za zadanie odfiltrowanie światła wzbudzającego, odbitego od ścianek kanału czy rozproszonego w przepływie i przepuszczenie tylko światła emitowanego przez cząstki fluorescencyjne. Tuż przed kamerą, z uwagi na skończoną sprawność elementów optycznych, zamontowano dodatkowy filtr odcinający światło o długości fali poniżej 570nm.



Rys. 2. Spektrum wzbudzenia i emisji użytych fluorescencyjnych cząstek znacznikowych [19].

Wyboru płaszczyzny rejestracji dokonuje się przez zmianę odległości pomiędzy badanym mikrokanalem a obiektywem mikroskopu. Jako „ostre” i jasne punkty widoczne są jedynie cząstki znajdujące w płaszczyźnie ostrości obiektywu. Pozostałe cząstki, będące poza płaszczyzną ostrości, również emitują światło, które przez obiektyw dociera do kamery, ale ich obraz jest „nieostry” i powoduje jedynie dodanie do rejestrowanych obrazów tzw. szumu tła. Powoduje to ograniczenie stosowania techniki micro-PIV do badania stosunkowo cienkich warstw poruszającego się płynu, maksymalnie 10 – 15mm. Dla warstw grubszych stosunek sygnału (obrazu cząstek będących w płaszczyźnie ostrości) do szumu (szum tła) jest zbyt ma-

ły i utrudnia prawidłowe przeprowadzenie pomiarów (por. rys. 3). Zmniejszanie koncentracji cząstek w pewnym zakresie pomaga poprawić te relacje, ale zmusza do wielokrotnego powtarzania eksperymentu celem uzyskania wystarczającej statystyki analizowanych położań cząstek.



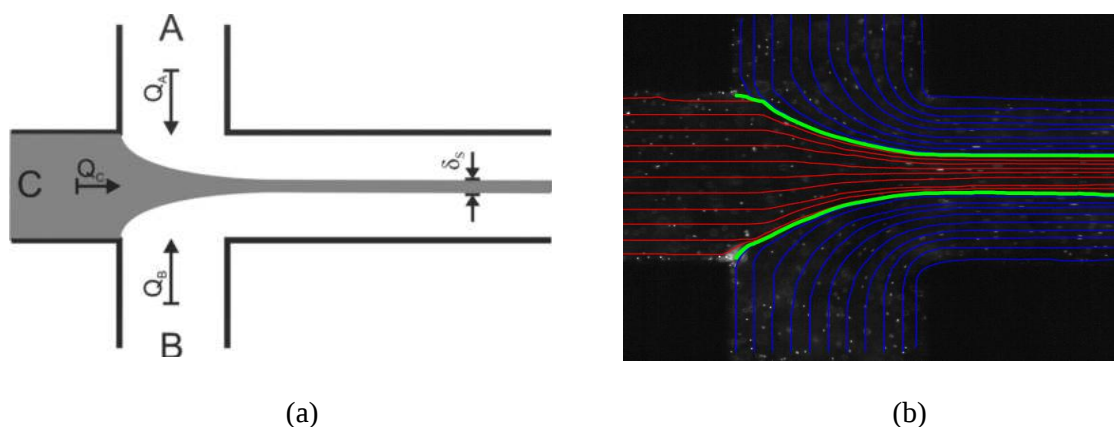
Rys. 3. Obraz cząstek fluorescencyjnych o średnicy $1\mu\text{m}$ w kanale o wysokości 0.4 mm - (a) i 7.5 mm - (b).

Obrazy posiewu rejestrowane dla celów micro-PIV charakteryzuje mała koncentracja cząstek. Jest to trudne do uniknięcia ograniczenie, wynikające z metody oświetlania całej objętości badanego kanału. W związku z tym należy zauważyć, że detekcja przemieszczeń cząstek w technice micro-PIV różni się od klasycznego algorytmu PIV koniecznością analizy wielu par obrazów dla tego samego przepływu. Pozwala to na poprawienie stosunku sygnał-szum przy wyznaczaniu pików korelacyjnego i uzyskanie dokładności pomiaru pola wektorowego rzędu 1 procenta [16], jednak wymaga stosowania szybkich kamer do rejestracji zmiennych w czasie przepływów.

2.1. Ogniskowanie przepływu

Dokładność pomiaru pól prędkości przepływu metodą micro-PIV jest ograniczona zarówno wielkością zastosowanych cząstek posiewu jak i możliwością ich lokalizacji w płaszczyźnie obrazu wyznaczonej głębią ostrości obiektywu mikroskopowego. Zmniejszanie wymiaru cząstek posiewu fluorescencyjnego w niewielkim stopniu zmienia wymiar obrazu dyfrakcyjnego. I tak na przykład dla obiektywu mikroskopowego o aperturze $NA=1.4$ i 50-krotnym powiększeniu zmniejszenie wymiaru cząstek o dwa rzędy wielkości z $1\mu\text{m}$ (1000nm) do 10nm , zmienia obraz dyfrakcyjny rejestrowany przez kamerę jedynie 3-krotnie, z $1\mu\text{m}$ do $0.3\mu\text{m}$. Dla zarejestrowania obrazów pojedynczych cząstek w przepływie konieczne jest więc zapewnienie ich małej koncentracji, tak aby obrazy dyfrakcyjne się nie nakładały. Rozwiązanie tego problemu jest trudne do zrealizowania przy typowym oświetleniu całej objętości ba-

danego kanału światłem laserowym. Jednym z proponowanych rozwiązań jest ogniskowanie cząstek posiewu w przepływie tak, aby znajdowały się tylko w wybranej, analizowanej płaszczyźnie przepływu, której położenie i grubość mogą być sterowane poprzez zadanie odpowiednich wydatków strumieni skupiających (strumienie A i B na rys. 4a) i strumienia skupianego, zawierającego cząstki znacznikowe (strumień C na rys. 4a). W ten sposób możliwy jest precyzyjny wybór analizowanego przekroju. Dodatkowo pozwala to na znaczne zwiększenie koncentracji cząstek znacznikowych, gdyż znajdują się one wyłącznie w cienkiej, zogniskowanej warstwie przepływu, przez co wyeliminowany został szum tła.



Rys. 4. Schemat układu do ogniskowania przepływu wg. [20] - a; tory cząstek wyznaczone na podstawie analizy ruchu cząstek fluorescencyjnych. Wymiary kanałów $260 \times 200 \mu\text{m}$, wydatek $2 \times 5.4 \cdot 10^{-11} \text{ m}^3/\text{s}$ (gałęzie boczne) i $2.7 \cdot 10^{-11} \text{ m}^3/\text{s}$ (ogniskowany przepływ).

Technika wykorzystująca ogniskowanie cząstek posiewu, z uwagi na sposób ich wprowadzania, może być stosowana jedynie w przepływach laminarnych, w których mieszanie przepływającego płynu zachodzi jedynie na drodze powolnej dyfuzji molekularnej, co zapobiega „rozmywaniu” się warstwy cieczy zawierającej cząstki znacznikowe. Również punkt pomiaru powinien znajdować się w wystarczającej odległości od miejsca łączenia się kanałów ogniskujących i ogniskowanego, aby zapewnić dostatecznie długą drogę, pozwalającą na rozwinięcie i uformowanie się przepływu w kanale pomiarowym (prawa gałąź układu na rys. 4a).

Przykład takiego urządzenia zaproponowanego przez Domagałskiego i innych [20] przedstawia rys. 4a. Analiza struktury przepływu w przepływie ogniskującym została przeprowadzona w naszym laboratorium wykorzystując cząstki fluorescencyjne. Przepływ wody w gałęziach bocznych i gałęzi ogniskowanej sterowany był precyzyjnymi pompami strzykawkowymi. Rezultat ogniskowania przepływu analizowano pod mikroskopem fluorescencyjnym dzięki dodaniu niewielkiej ilości Rodaminy do cieczy w gałęzi ogniskowanej. Wymiary otrzymanej płaszczyzny skupienia cieczy i jej położenie mogą być w dość szerokim zakresie sterowane przez zmienianie wydatków w trzech zasilających gałęziach kanału. Ilo-

ściowa analiza struktury przepływu została przeprowadzona przy użyciu posiewu cząstkami fluorescencyjnymi i technice micro-PIV. Rejestracja kilkuset obrazów przeznaczonych dla analizy micro-PIV pozwoliła również na wyznaczenie torów cząstek i określenie wymiarów tworzącej się warstwy – „ogniska” skupionego przepływu (rys. 4b).

Technika ogniskowania przepływu, chociaż pozornie prosta ma szereg wad i ograniczeń. Jej zastosowanie wymaga precyzyjnego sterowania strumieniami cieczy napływającej z trzech niezależnych źródeł. Przy większych prędkościach napływu zaobserwowano tworzenie się charakterystycznych wirów (tzw. wiry Moffata) w miejscach gwałtownej zmiany kierunku przepływu w gałęzi bocznej. Obecność oddziaływujących ze sobą wirów może prowadzić do powstania niestabilności polegającej na pulsacyjnej zmianie wydatków w gałęziach bocznych i tym samym wpływać na położenie miejsca ogniskowania przepływu głównego. Innym problemem jest zakrzywienie powierzchni, wokół której zbierają się cząstki posiewu.

2.2. Oświetlenie falą biegnącą (TIR)

Obserwacja przepływu w pobliżu ścianki kanału może być znacznie ułatwiona poprzez ograniczenie penetracji światła laserowego w głąb kanału. W tym celu wykorzystuje się zjawisko oparte na fali biegnącej, powstającej przy całkowitym wewnętrznym odbiciu światła na granicy dwóch ośrodków o różnym współczynniku załamania światła (*ang. Total Internal Reflection – TIR*).

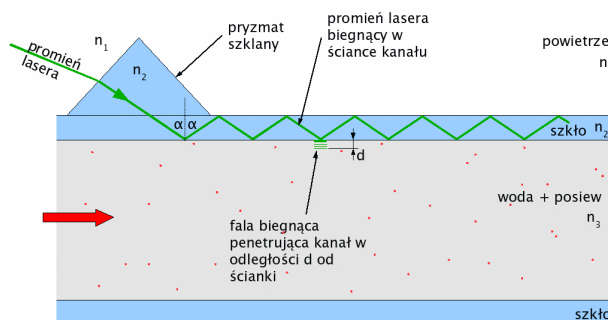
Do górnej szklanej ścianki kanału wprowadzamy przy użyciu pryzmatu skupioną wiązkę światła laserowego w taki sposób, aby padała ona na wewnętrzne powierzchnie tej ścianki pod kątem większym niż kąt całkowitego wewnętrznego odbicia światła dla granicy ośrodków szkło-woda i szkło-powietrze (rys. 5). W ten sposób otrzymujemy wiązkę lasera „uwięzioną” w ściance kanału (biegnącą w nim jak w światłowodzie).

Całkowitemu wewnętrznemu odbiciu światła na granicy dwóch ośrodków towarzyszy zjawisko powstawania szybkozanikającej fali biegnącej, tworzącej się w miejscu tego odbicia i penetrującej „drugi” ośrodek na głębokość d , określoną zależnością [21]:

$$d = \frac{\lambda}{4\pi} (n_2^2 \sin^2 \alpha - n_3^2)^{\frac{1}{2}},$$

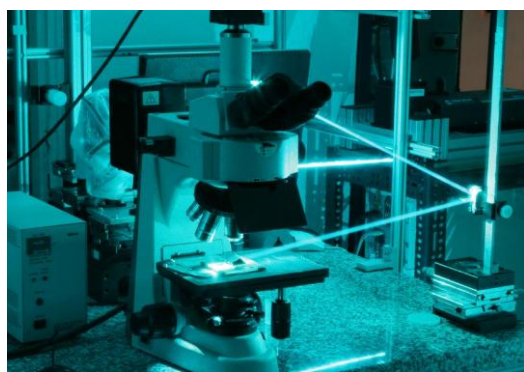
gdzie λ jest długością fali światła lasera, n_2 i n_3 – współczynnikami załamania światła odpowiednio dla materiału ścianki i dla cieczy wypełniającej kanał, α – kątem padania wiązki lasera na powierzchnię ścianki kanału. Dzięki temu możliwe jest oświetlenie fluorescencyjnych

cząstek znacznikowych znajdujących się jedynie w warstwie przyściennej przepływu, w odległości od ścianki nie większej niż d .

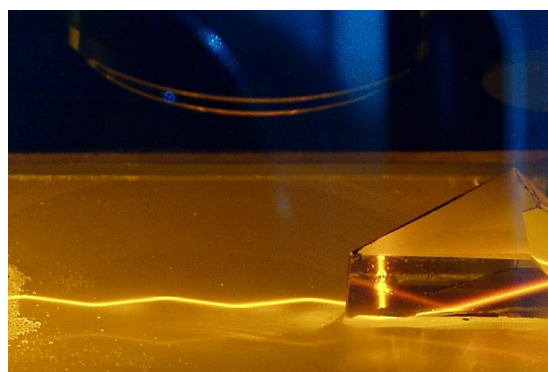


Rys. 5. Schemat układu wykorzystującego falę biegnącą do oświetlenia warstwy przyściennej przepływu. Promień laserowy pada na przyzmat przyklejony do zewnętrznej powierzchni ścianki mikrokanalu. Dla odpowiedniego kąta padania następuje wielokrotne całkowite odbicie światła wewnątrz ścianki o współczynniku załamania światła n_2 . Podczas odbicia światła na granicy ścianka - ciecz o współczynniku załamania światła n_3 tworzy się szybko zanikająca fala biegnąca. Przepływ cieczy, który symbolizuje strzałka, jest obserwowany w warstwie przyściennej pod ścianką kanału w punkcie odbicia.

Jak łatwo obliczyć, dla typowego układu szkło-woda i oświetlenia światłem lasera argonowego ($\lambda = 514\text{nm}$), głębokość penetracji zmienia się od ok. 800nm dla kątów padania bliskich 62° do 80nm dla kąta większego niż 80° . W eksperymentach starano się spełnić ten drugi warunek, oświetlając przyzmat tak, by padające światło tworzyło z powierzchnią kanału kąt 80° . Rysunek 6 pokazuje zdjęcia układu laboratoryjnego, w którym mikrokanal z przyzmatem jest oświetlony wiązką lasera argonowego oraz zbliżenie wiązki lasera biegnącej w ściance mikrokanalu. Obserwacje przepływu odbywają się przez umieszczenie osi obiektywu mikroskopu nad jednym z punktów całkowitego odbicia światła, gdyż jedynie tam ciecz jest oświetlana w 80nm warstwie od ścianki. Taki system oświetlenia jest stosowany w naszym laboratorium do analizy przepływów i ruchów Browna w pobliżu ścianki kanału, wykorzystując nanocząstki fluorescencyjne i tzw. kropki kwantowe.



(a)

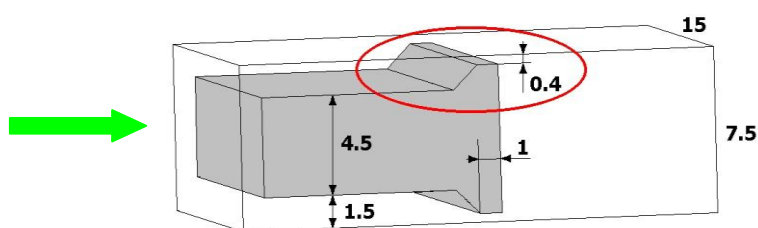


(b)

Rys. 6. Stanowisko do badania przepływu w warstwie przyściennej mikrokanalu wykorzystujące falę biegnącą (a); zbliżenie wiązki lasera wprowadzonej za pomocą przyzmatu do wnętrza ścianki mikrokanalu i biegnącej w tej ściance wskutek wielokrotnego całkowitego wewnętrznego odbicia światła (b).

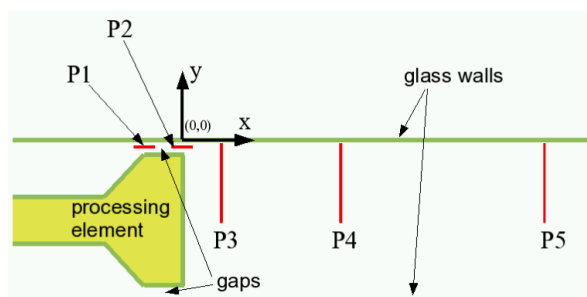
3. Analiza turbulencji w szczelinie kanału emulsyfikatora metodą micro-PIV

Opisana powyżej technika micro-PIV została wykorzystana do zbadania struktury przepływu wody przez model emulsyfikatora (rys. 7), którego głównym elementem roboczym była szczelina o wysokości $400\mu\text{m}$. Przeprowadzone pomiary pozwoliły precyzyjnie wyznaczyć chwilowe pełne pola prędkości w wybranych przekrojach badanego modelu oraz określić charakterystyki turbulentne tego przepływu. Dzięki temu możliwa była weryfikacja modeli teoretycznych opisujących proces emulsyfikacji. Istniejące modele powstawania mikrokropelek oleju przyjmują, że parametrem odpowiedzialnym za wielkość otrzymywanych kropelek jest współczynnik dyssypacji energii turbulencji [17]. Zbadano wobec tego intensywność turbulencji w charakterystycznych miejscach emulsyfikatora (rys. 8 i tab. 1)



Rys. 7. Geometria emulsyfikatora z zaznaczonym położeniem analizowanego mikro-kanału; wymiary mikro-kanału: wysokość $400\mu\text{m}$, szerokość 15mm i długość 1mm; wlot zaznaczony zieloną strzałką; wysokości kanałów wlotowych i wylotowego wynoszą odpowiednio 1.5mm i 7.5mm.

Lokalizacje P1 i P2 znajdują się na płaszczyźnie znajdującej się na środku szczeliny ($Y = -0.2\text{mm}$) i obejmują obszar o wymiarach $0.7 \times 0.55\text{mm}$ odpowiednio w okolicy jej wlotu i wylotu. Wyznaczone dla tych lokalizacji chwilowe pola prędkości pokazały, że przepływ w



Rys. 8. Schematyczny przekrój emulsyfikatora z przyjętym układem współrzędnych i pozycją obszarów pomiarowych.

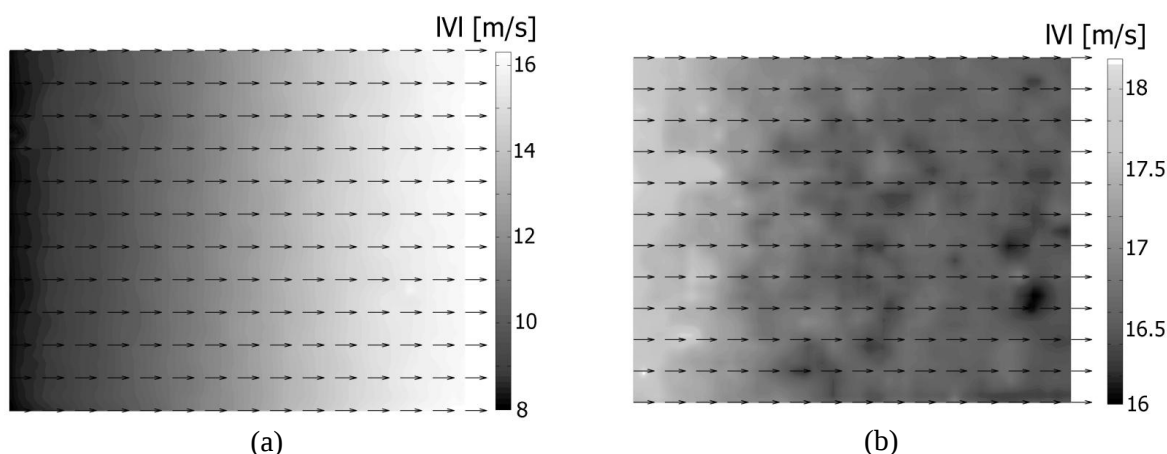
mikro-kanałe jest praktycznie niezmienny w czasie – nie zaobserwowano tutaj istotnych fluktuacji prędkości. Przedstawione na rysunku 9a pole prędkości pokazuje bardzo silne przyspieszenie przepływu, od około 8m/s do 16m/s w okolicy wlotu do szczeliny, jednak pole to wydaje się być w pełni stacjonarne. W okolicy wylotu ze szczeliny (lokalizacja P2, rys. 9b) prędkość maleje od około 18m/s do 16m/s . Możemy tutaj zauważyć nieznaczne przestrzenne perturbacje prędkości, co może świadczyć o inicjacji przejścia laminarno – turbulentnego w

obszarze wylotowym szczeliny. Jednak dla wewnętrznego obszaru szczeliny, pomimo wysokiej wartości prędkości wynoszącej około 17m/s, co odpowiada liczbie Reynoldsa równej 6770, przepływ wydaje się być laminarny.

Tabela 1. Lokalizacja wykonanych pomiarów.

Profil	X [mm]	Y [mm]
P1	od -1.45 do -0.7	-0.2
P2	od -0.35 do 0.35	-0.2
P3	1	od 0 do -3.75, krok 0.1 ÷ 0.3
P4	3	od 0 do -3.75, krok 0.1 ÷ 0.3
P5	8	od 0 do -3.75, krok 0.1 ÷ 0.3

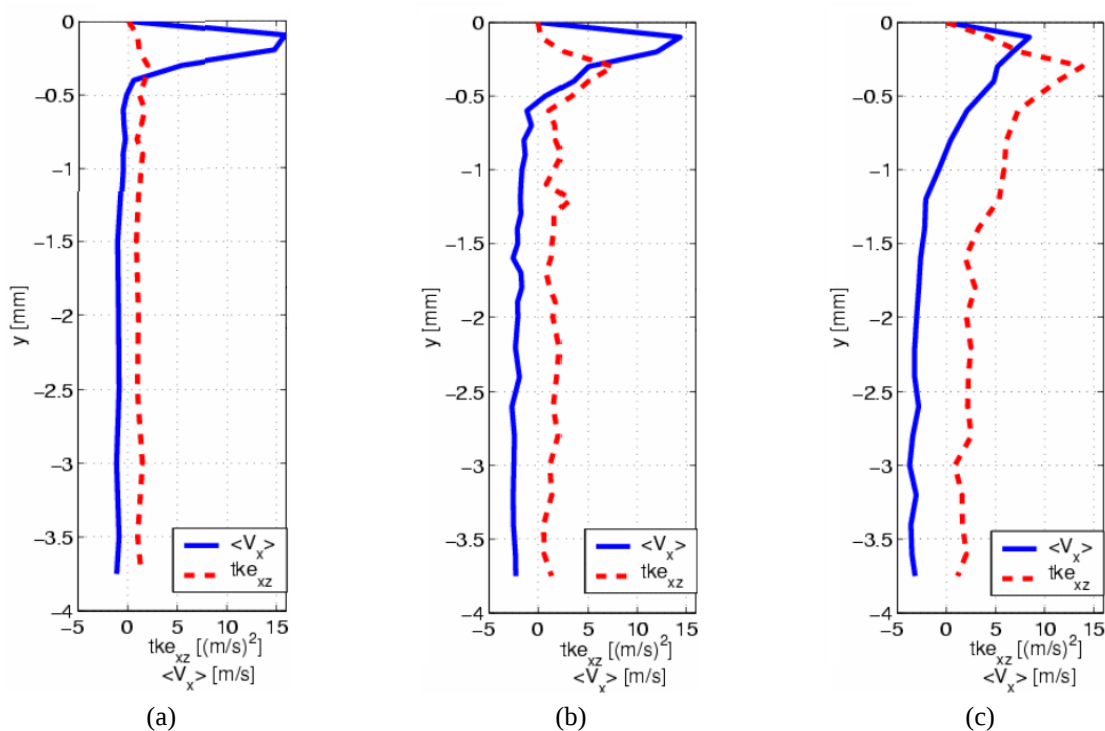
Pomiary w kanale wylotowym dla lokalizacji P3, P4 i P5, wykonane w odległościach 1mm, 3mm i 8mm od wylotu szczeliny potwierdzają, że następuje tutaj reinicjacja turbulencji „wygaszonej” w mikro-szczelinie emulsyfikatora. Rysunek 10 pokazuje uśrednione profile składowej poziomej prędkości V_x oraz energii kinetycznej turbulencji tke_{xz} zdefiniowanej jako $tke_{xz} = \langle V_x'^2 \rangle + \langle V_z'^2 \rangle$, gdzie V_x' i V_z' są fluktuacjami prędkości odpowiednio w kierunku X i Z, a nawias $\langle \rangle$ oznacza wartość średnią.



Rys. 9. Wektorowe pole prędkości i kontury prędkości wyznaczone dla przepływu w mikrokanale utworzonym przez szczelinę 0,4 mm (a) i na krawędzi szczeliny w kanale o wysokości 7,5 mm (b). Pomiary wykonane metodą micro-PIV. Przedstawione pole obejmuje obszar o wymiarach 0.7 mm x 0.55 mm [17].

Jak wynika z profili prędkości średniej pokazanych na rysunku 10, dla położenia 1mm za wylotem szczeliny, główny strumień przepływu znajduje się tuż pod górną ścianką emulsyfikatora osiągając prędkość ok. 16m/s. Natomiast w części centralnej emulsyfikatora, tuż za wylotem szczeliny znajduje się strefa stagnacji, gdzie prędkość jest bliska zeru. Wraz ze wzrostem odległości od mikro-szczeliny strumień przy ścianie ulega osłabieniu i w odległości 8mm od wylotu szczeliny jego prędkość maksymalna spada ok. 8m/s (rys. 10c). W części

centralnej kanału pojawia się natomiast przepływ zwrotny o prędkości ok. -5m/s , świadczący o istnieniu strefy recyrkulacji. Energia kinetyczna turbulencji tke_{xz} w obszarze bezpośrednio za szczeliną osiąga wartości bardzo niewielkie, bliskie zero (czerwona przerywana linia na rys. 10a). W tym miejscu zatem przepływ charakteryzuje się bardzo niewielkimi fluktuacjami, świadczącymi o niskiej jego turbulizacji. Wzdłuż kanału wylotowego przepływ staje się coraz bardziej burzliwy, wartość tke_{xz} wzrasta i 8mm od szczeliny osiąga wartość prawie $15\text{m}^2/\text{s}^2$.



Rys. 10. Profile uśrednionej w czasie składowej prędkości wzdłużnej (linia ciągła) i energii kinetycznej turbulencji (linia przerywana) w odległości 1mm, 3mm i 8mm od szczeliny. Pola prędkości zmierzone metodą micro-PIV [18].

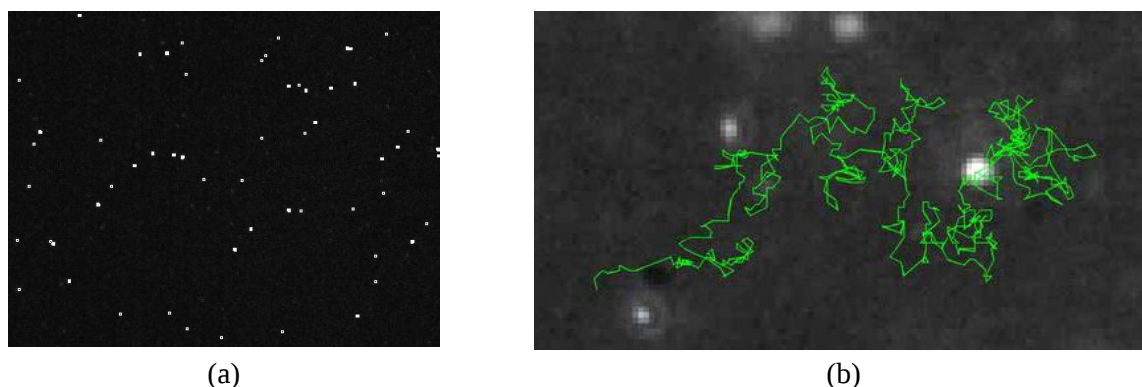
Przeprowadzone pomiary świadczą, że w mikro-kanałe emulsyfikatora, gdzie przepływ ulega gwałtownemu przyspieszaniu, ale i ograniczeniu przestrzennemu do wymiarów mniejszych niż charakterystyczne struktury turbulentne, następuje gwałtowne stłumienie fluktuacji turbulentnych. Pojawiają się one ponownie w rozszerzeniu poza szczeliną. Ten intuicyjnie zrozumiały efekt, również potwierdzony w przeprowadzonych symulacjach numerycznych [18], mógł zostać zaobserwowany dzięki zastosowaniu do analizy pola prędkości w szczelinie wysokorozdzielczej techniki micro-PIV.

4. Diagnostyka nanocząstek

Nanocząstki to jedno z wielu „ponowny odkryć” związanych z nanotechnologiami. Występowanie nanocząstek wokół nas jest powszechne, choćby w spalinach. Ich praktyczne wykorzystanie też nie jest całkowitą nowością. Złota barwa, która lśniła na witrażach gotyckich

katedr, powstawała przez dodanie do szkła nanocząstek złota. Do kauczuku w produkcji opon samochodowych dodawane są nanocząstki węgla w postaci sadzy. Jednak zainteresowanie nanocząstkami znacznie wzrosło w ostatnich latach, kiedy odkryto ich własności antyseptyczne. Zaczęto je również wykorzystywać do produkcji nowych materiałów, tworzenia nanowarstw, transportu leków czy manipulacji wiązaniami białkowymi. Nanocząstki stanowią też istotny materiał diagnostyczny w mikroprzepływach. Mogą być wskaźnikiem pozwalającym rejestrować ruch i mierzyć własności otaczającego je ośrodka, jak również modyfikować własności matrycy, w której są zawieszone. Jak pokazują ostatnie badania, dodanie do typowej cieczy niewielkiej domieszki nanocząstek może istotnie zmienić jej makroskopowe własności. Na przykład przewodnictwo cieplne takiej cieczy wzrasta nawet o dwa rzędy wielkości [22]. Wykorzystanie tego efektu może mieć olbrzymie znaczenie praktyczne. Prowadzone w naszym Zakładzie prace nad zawiesinami nanocząstek, zwanymi nanopłynami, mają m.in. na celu identyfikację zjawisk fizycznych odpowiedzialnych za te efekty.

Wśród wielu metod wytwarzania nanocząstek interesujące wydaje się wykorzystanie laserów impulsowych do ablacji materii. Piko i nanosekundowe impulsy światła padające na powierzchnię materii pozwalają na jej lokalną dezintegrację bez fazy jonizacji, unikając tym samym efektów cieplnych. Dzięki temu możliwe jest zarówno czyszczenie zabytków czy obrazów z różnego rodzaju nalotów [23], jak również produkowanie nanocząstek metali.



Rys. 11. Nanocząstki srebra o średnicy ok. 60nm oświetlone metodą nanoskopu. (a) - obraz mikroskopowy; (b) - tor jednej nanocząstki wyznaczony na podstawie 674 obrazów mikroskopowych, zarejestrowanych w odstępach czasowych $\Delta t = 20ms$.

Wykorzystując laser małej mocy typu Nd:Yag generujący impulsy światła o długości 532nm i czasie trwania 5ns padające na powierzchnię płytki wykonanej z metalu szlachetnego uzyskano, dzięki ablacji, w ciągu kilku godzin dobrze widoczny nanopłyn, z charakterystycznym dla danego metalu kolorem poświaty. Typowa średnica otrzymanych nanocząstek metalu jest rzędu 100nm, znacznie poniżej rozdzielczości mikroskopii optycznej. Ich obecność w zawieszynie zdradza jedynie selektywne rozproszenie światła widoczne gołym okiem jako za-

barwienie płynu. Istnieje jednak możliwość wizualizacji silnie rozpraszających światło nanocząstek, konstruując tzw. nanoskop, czyli mikroskop optyczny, w którym nano-obiekt oświetla wiązka laserowa skierowana prostopadle do osi obiektywu. Silne rozproszenie światła na nanocząstkach jest uwidocznione w obiektywie mikroskopu jako jasne rozbłyski, umożliwiając ich lokalizację i śledzenie ruchu (rys 11).

Śledzenie chaotycznych ruchów nanocząstek w cieczy stwarza możliwość pomiaru ich wielkości. Teoria ruchów Browna wiąże stałą dyfuzji D , odpowiedzialną za chaotyczny ruch cząstki, z wielkościami makroskopowymi takimi jak temperatura T , lepkość cieczy μ oraz średnica cząstki d , następującą zależnością:

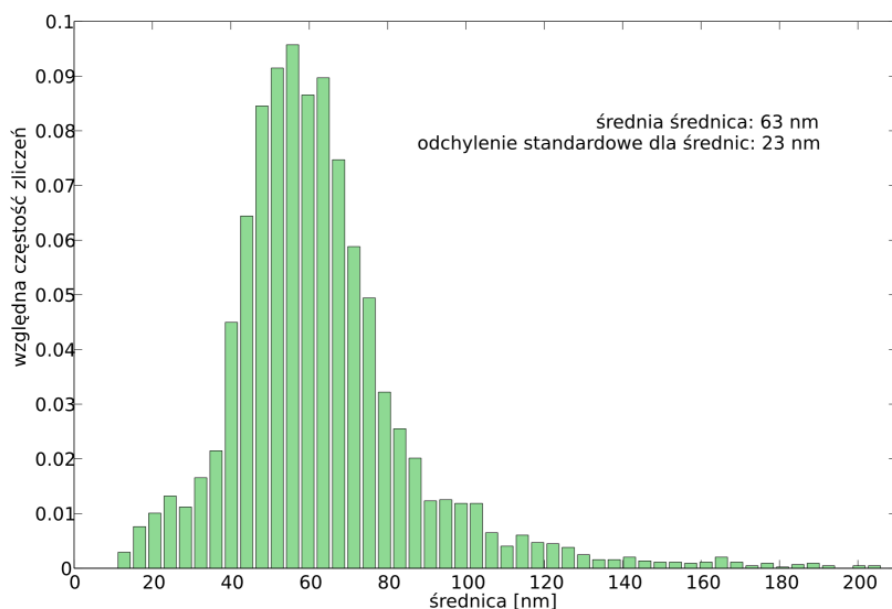
$$D = kT / 3\pi\mu d ,$$

gdzie $k = 1,38 \cdot 10^{-23} \text{ JK}^{-1}$ jest stałą Boltzmanna.

Ponieważ obserwowane pod mikroskopem średnie przemieszczenie $\langle s^2 \rangle$ zależy statystycznie jedynie od stałej dyfuzji D i czasu obserwacji t :

$$\langle s^2 \rangle = 2 D t ,$$

analiza ruchów Browna pozwala na wyznaczenie wymiarów nano-cząstek lub, przy znanych wymiarach nanocząstek, zmierzenia na przykład lokalnej temperatury cieczy.



Rys. 12. Spektrum wielkości nanocząstek srebra wyznaczone na podstawie sekwencji 580 obrazów ruchów Browna zarejestrowanych pod mikroskopem optycznym.

Analiza ruchów Browna, z uwagi na ich statystyczny charakter, wymaga zarejestrowania i przeanalizowania setek obrazów cyfrowych. Na każdym z obrazów rejestrowanych kamerą cyfrową w stałych odstępach czasowych Δt znajduje się na ogół wiele cząstek. Dla znalezienia

ich przemieszczeń konieczne było opracowanie specjalnego algorytmu, który automatycznie lokalizuje i identyfikuje cząsteczki na kolejnych obrazach. Śledząc tor każdej cząstki możemy wyznaczyć drogę, jaką dana cząstka przebyła w zadanym czasie. Na podstawie wielu obserwacji można zatem wyznaczyć średni kwadrat przemieszczenia $\langle s^2 \rangle$. Identyfikacja cząstek i ich przyporządkowanie w kolejnych obrazach wymaga zastosowania odpowiedniej filtracji i analizy rejestrowanych obrazów. Prawidłowa identyfikacja cząstek i ich przemieszczeń jest możliwa, jeżeli przemieszczenia są większe od wielkości obrazów dyfrakcyjnych cząstek a odległość między cząsteczkami jest znacznie większa niż ich typowe przemieszczenie. Zakładając, że spełniony jest ten drugi warunek, algorytm przyporządkowujący cząstki wyszukuje najmniejsze wartości w zbiorze potencjalnych przemieszczeń znalezionych dla każdej pary obrazów. Pozycje odpowiadające takim wartościom łączone są w pary, które traktowane są jako położenia tej samej cząsteczki na kolejnych zarejestrowanych obrazach. W ten sposób otrzymujemy ciągi położen opisujące trajektorie cząsteczek. Wynikowe macierze to zbiory tych ciągów. Przy takiej analizie pojawia się problem urywających się ciągów, gdy cząsteczka opuszcza kadr kamery lub „wychodzi” z płaszczyzny ostrości i nie podlega rejestracji. Ciągi takie są przez program odrzucane. Powtarzanie obliczeń trajektorii dla krótszych podsekwencji tej samej sekwencji obrazów pozwala na uzyskanie większej próbki do analizy statystycznej. Ponieważ dla każdej skróconej serii pomiarów rozważana jest ta sama próbka cząsteczek, uzyskane w ten sposób rezultaty można połączyć w jedną próbę statystyczną i w ten sposób podnieść dokładność analizy. Przykład wyznaczonej trajektorii pokazano na rysunku 11b.

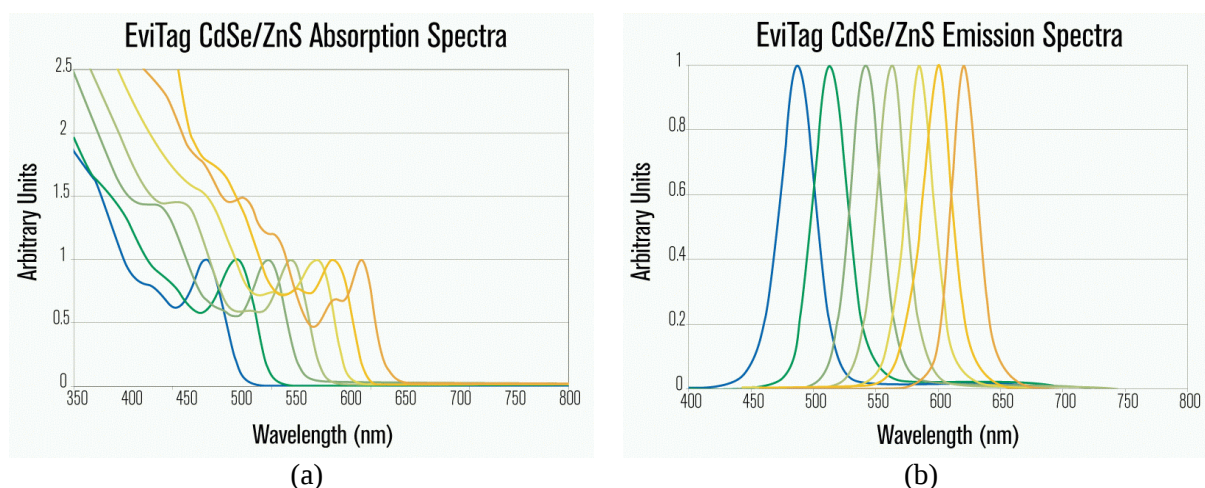
Jak wspomniano, analizę ruchów Browna można wykorzystać do pomiaru temperatury, własności fizycznych cieczy, mikroreologii, diagnostyki oddziaływań hydrodynamicznych czy też do wyznaczenia molekularnego poślizgu cieczy na ściankach. W najprostszym przypadku, otrzymujemy statystykę rozkładu wielkości cząstek. Rysunek 12 przedstawia przykładowy histogram rozkładu wielkości cząsteczek, zmierzony dla próbki nanocząstek srebra otrzymanych metodą ablacji laserowej.

4.1. Kropki kwantowe

Zastosowanie nanocząstek w badaniach przepływu wiąże się m.in. z próbami wyznaczenia poślizgu molekularnego dla przepływu cieczy w mikro i nanokanałach. Wymaga to stosowania jako wskaźnika (posiewu) cząstek o wymiarach rzędu 10nm. Wykorzystanie cząstek fluorescencyjnych o tak małych wymiarach, napotyka na barierę ich wydajności świetlnej. Problemem staje się również efekt degradacji czynnika fluorescencyjnego wskutek tzw. efek-

tu *photo-bleaching*. Wad takich nie mają tzw. kropki kwantowe (*ang. Quantum Dots - QDs*), obiekty półprzewodnikowe których wymiar definiuje studnię potencjału zamrażającą ruch swobodnych elektronów, a tym samym definiuje długość światła wzbudzonego. Podstawowe zalety tego materiału to małe wymiary (10nm – 20nm), możliwość wzbudzenia praktycznie dowolną długością światła, a długość generowanego światła jest zależna jedynie od wymiaru geometrycznego. Dzięki małemu wymiarowi, stabilności, dużej wydajności kwantowej i elastyczności w wyborze długości światła kropki kwantowe znalazły w ostatnich latach szereg zastosowań w biologii, głównie w diagnostyce na poziomie komórkowym i molekularnym [24,25].

Stosunkowo wysoka cena takich kropek jest prawdopodobnie powodem dość małego zainteresowania ich wykorzystaniem w badaniach przepływów. W jednej z pierwszych prac [26] wskazano na możliwość wykorzystania nanocząstek typu QDs do rozszerzenia techniki pomiaru pola przepływu microPIV na obszary w skali nano, definiując ten wariant techniki PIV jako nanoPIV.



Rys. 13. Widma światła pobudzającego i emitowanego dla pięciu typów dostępnych komercyjnie cząstek typu kropki kwantowe firmy Evident [25].

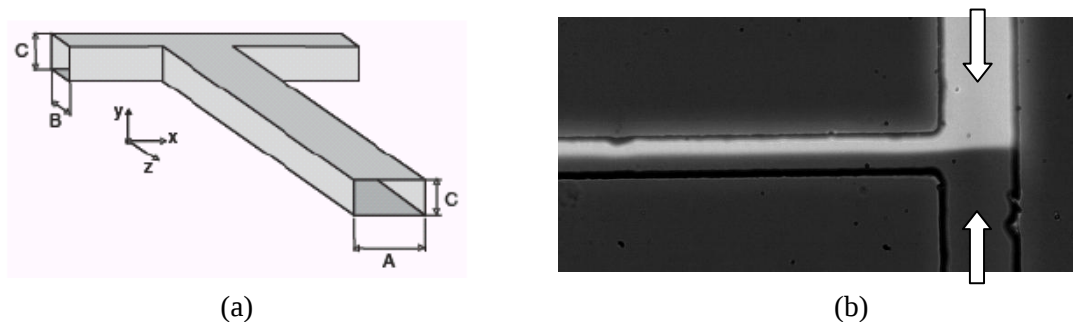
Typowe widma absorpcji i emisji dla dostępnych komercyjnie kropek kwantowych firmy Evident przedstawia rysunek 13. Warto zwrócić uwagę na szeroki zakres możliwych do wykorzystania długości fali światła pobudzającego (rys. 13a), jednak z wyraźną preferencją dla promieniowania krótkofalowego oraz bardzo wąskie charakterystyki pasma emisyjnego (rys. 13b). Pozwala to na wybranie optymalnych warunków do separacji promieniowania lasera pobudzającego od rejestrowanego światła wzbudzonego.

W prowadzonych w naszym Zakładzie pracach technika nanoPIV została wykorzystana do badań wpływu ścianki na przepływ cieczy przez mikrokanały. Używane w tych badaniach kropki kwantowe EviTag520 firmy Evident charakteryzuje wymiar 25nm, co teoretycznie

umożliwia pomiar pola przepływu w odległości ok. 15nm od ścianki kanału. Istotnym problemem eksperymentalnym w badaniach przepływu w pobliżu ścianki jest ograniczenie obszaru analizy ruchu cząstek do cienkiej warstwy płynu przy jednej ze ścianek kanału. W przeciwnym wypadku obrazy dyfrakcyjne wielu cząstek z oświetlonej objętościowo próbki płynu stworzą silne tło zagłuszające sygnały od obiektów w płaszczyźnie ostrości obiektywu. Uniknięcie takiego efektu umożliwia opisana wyżej technika TIR, czyli oświetlenia kanału szybko zanikającą falą biegnącą. Światło lasera wzbudza w tym wypadku fluorescencję cząstek znajdujących się tylko w cienkiej, około 100nm warstwie w pobliżu ścianki kanału. Próby przeprowadzone z cząstkami fluorescencyjnymi potwierdzają możliwość przeprowadzenia pomiaru ruchu cząstek w funkcji odległości od ścianki kanału w kilkunastu warstwach o grubości około 20 – 30nm. Wyodrębnienie cząstek znajdujących w różnej odległości od ścianki wymaga analizy jasności emitowanego przez cząstki promieniowania, które zgodnie z regułą dla fali powierzchniowej maleje niemal wykładniczo z odległością od ścianki. Z uwagi na małą statystykę „dobrych obrazów”, tzn. możliwych do zakwalifikowania z wystarczającą dokładnością jako obrazy rejestrowane na zadanej głębokości w kanale przeprowadzenie pełnej analizy wymaga długotrwałych, wielodniowych badań. Zapewnienie stabilności układu przepływowego w takim czasie stwarza istotny problem eksperymentalny.

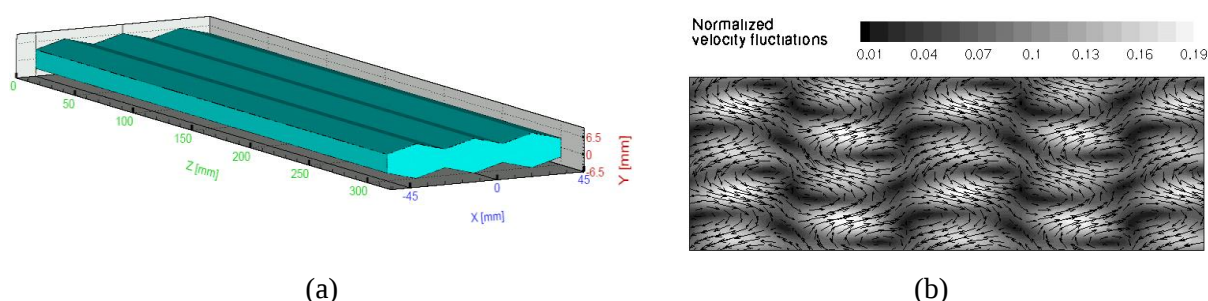
5. Systemy mieszania składników i cieczy

Jednym z podstawowych zastosowań układów mikroprzepływowych są automatyczne systemy do analizy układów chemicznych i biologicznych dla mikro- czy pikolitrowych próbek. Ten kierunek zastosowań mikroprzepływów spowodował m.in. rozwój badań naukowych nad intensyfikacją procesów mieszania składników koniecznych dla przeprowadzenia danej reakcji czy analizy [27]. Zapewnienie wydajnego mieszania i efektywnego transportu cieczy stanowi nietrywialny problem dla urządzeń przepływowych w skali mikro i stanowi temat dużej liczby aktualnie publikowanych prac z zakresu mikroprzepływów (micro-fluidics) [28]. Trudności związane z uzyskaniem efektywnego mieszania w małych skalach wynikają z braku efektów inercyjnych dla przepływów przy małych liczbach Reynoldsa, będącej stosunkiem średniej prędkości przepływu V i wymiaru charakterystycznego L do lepkości kinematycznej cieczy ν ($Re = V \cdot L / \nu$). W makroskali pasywne mieszanie odbywa się głównie ze względu na turbulencję ($Re > \text{około } 3000$). Mikroskala charakteryzuje się małymi liczbami Reynoldsa, dla których przepływ jest laminarny, stąd też proces mieszania polega głównie na bardzo powolnej dyfuzji molekularnej.



Rys. 14. Typowy mieszalnik mikroprzepływowy. (a) - geometria mieszalnika typu T-mixer; (b) - proces mieszania obserwowany w IPPT PAN pod mikroskopem fluorescencyjnym w mikro-kanale o szerokości 100μm. Ciecz jaśniejsza jest wybarwiona czynnikiem fluorescencyjnym (Rodamina B).

Używane przez nas stanowisko do badania procesu mieszania jest wyposażone w mikroskop epi-fluorescencyjny (Nikon), system oświetleniowy w postaci lasera dwu-impulsowego Nd:Yag, zestaw filtrów do rozdzielania światła padającego lasera i sygnału fluorescencji wskaźnika (por. rys. 1). Wykorzystując fluorescencyjne mikrocząstki wskaźnikowe jako posiew do pomiaru pola prędkości i do śledzenia drogi mieszania, system umożliwia uzyskanie wektorowych pól prędkości z rozdzielczością przestrzenną rzędu 2 mikrometrów. Pomiar pola koncentracji metodą fluorescencji i absorpcji może być wykonany jednocześnie z pomiarem pól prędkości stosując różne cząstki wskaźnikowe. Do pomiaru drogi mieszania wykorzystuje się dodatek czynnika fluorescencyjnego (Rodamina B, ewentualnie fluoresceina) do jednej z dwu mieszających się cieczy i stosuje metodę uśredniania pól koncentracji wzdłuż drogi optycznej. Wstępne pomiary przeprowadzone w typowym układzie T mieszalnika (rys 14a). Jak można zobaczyć na obrazie procesu mieszania otrzymanym pod mikroskopem fluorescencyjnym (rys. 14b), dyfuzja molekularna jest całkowicie niewystarczająca aby doprowadzić do reakcji dwóch cieczy w mikrokanalach o długości kilku milimetrów. Jedną z metod intensyfikacji procesu mieszania w mikroskali jest wykorzystanie chaotycznej konwekcji, wzbudzanej odpowiednią konfiguracją systemu przepływowego.



Rys. 15. Kanał mieszalnika z poprzecznym pofalowaniem ścianek. (a) - geometria w modelu numerycznym; (b) – obliczone zaburzenia pola prędkości widoczne w centralnym przekroju podłużnym [30].

W realizowanym obecnie w naszym Zakładzie projekcie badana jest modyfikacja kanału mieszalnika, polegająca na wprowadzeniu periodycznego zaburzenia geometrii ścianek. Wcześniejsze rozważania teoretyczne [29] i wstępne modele numeryczne [30] wskazały, że wprowadzenie specyficznego poprzecznego pofalowania kanału (rys. 15a) prowadzi do destabilizacji przepływu już dla liczb Reynoldsa rzędu 100, zapewniając znaczny wzrost efektywnej liczby Pecleta. Proponowany układ, po przeprowadzeniu walidacji eksperymentalnej, dzięki swojej prostocie może być w przyszłości bardzo atrakcyjnym elementem dla mieszalników stosowanych w systemach Lab-on-Chip (LOC) i micro-Total-Analysis-System (μ TAS).

Podsumowanie

Niniejszy przegląd wymienia niektóre z kierunków prac prowadzonych w zakresie mikroprzepływów w Zakładzie Mechaniki i Fizyki Płynów IPPT PAN. Wskazaliśmy na problemy i trudności związane z analizą ruchu płynów w małych skalach. Jednym z istotnych celów tych badań jest wyjaśnienie roli czynników odpowiedzialnych za tzw. efekt skali w mikroprzepływach, czynników, których uwzględnienie może odegrać istotną rolę przy analizie i modelowaniu mikroprzepływów. W wielu laboratoriach budowane są już obecnie złożone układy bio-chemiczne typu Lab-on-Chip, stosowane na przykład do analizy i rozciągania białek czy łańcuchów DNA, w systemach automatycznej separacji czy manipulowania pojedynczymi komórkami i bakteriami, mikroanalizy chemicznej itp. Jednak ich budowa z braku wiarygodnych modeli numerycznych przepływów dla skali mikro i nano, w dużej części opiera się na intuicji fizycznej i metodzie wielokrotnych „prób i błędów”. Budowanie modeli numerycznych pozwalających na projektowanie urządzeń mikroprzepływowych wymaga jednak danych eksperymentalnych i badań podstawowych w dyscyplinie mikroprzepływów.

Podziękowania

Prowadzone prace to niemal zawsze efekt zespołowego wysiłku i współpracy. Przede wszystkim wszystkim członków naszego mini-laboratorium [13], tzn. Agnieszki Słowickiej, Justyny Czerwińskiej, Steffena Jebauera, Tomasza Kowalczyka i Zbyszka Walenty, jak i osób z zaprzyjaźnionych instytucji: Piotra Domagalskiego (Politechnika Łódzka), Piotra Garstecznego (Instytut Chemii Fizycznej PAN), Anny Kucaba-Piętal (Politechnika Rzeszowska) i Jacka Szumbarskiego (Politechnika Warszawska).

Część omówionych badań uzyskała współfinansowanie MNiSzW, grant nr. N501008733.

Wykaz oznaczeń

Symbol	Opis	Jednostka
d, L	wymiar liniowy	m
n	współczynnik załamania światła	bezwymiarowe
Re	liczba Reynoldsa	bezwymiarowe
s	przemieszczenie	m
t	czas	s
T	temperatura	K
<i>tke</i>	energia kinetyczna turbulencji	m ² /s ²
V	prędkość	m/s
$\langle V \rangle$	prędkość średnia	m/s
V'	fluktuacje prędkości	m/s
α	miara kąta płaskiego	stopnie
λ	długość fali światła	m
μ	lepkość dynamiczna	Pas
ν	lepkość kinematyczna	m ² /s

Literatura

- [1] Nanonauki i nanotechnologia, narodowa strategia dla Polski, Raport pod przew. A. Mazurkiewicza, MNiSzW, Warszawa 2006.
- [2] Squires T., Quake S.R., Microfluidics: Fluid physics at the nanoliter scale. Rev. of Modern Physics 77, p. 977-1026, 2005.
- [3] Gradoń L., Janeczko S., Abdullah M., Iskandar F, Okuyama K, Self-organization of mesoporous nanostructured particles, Am. Inst. Chem. Eng. Journal. 50, pp. 2583-2593, 2004.
- [4] Grzybowski K., Gradoń L., Modeling of the re-entrainment of particles from powder structures, Advanced Powder Technology 16, pp.105-121, 2005.
- [5] Kucaba-Piętal A., Microchannels flow modelling with the micropolar fluid theory, Bull. Pol. Acad. Scs. Tech. Scs. 52, pp. 209-214, 2004.

- [6] Słowicka A., Walenta Z., Creating thin layers at the contact surface of two nonmixing liquids, *Bull. Pol. Acad. Scs. Tech. Scs.* 55, pp. 173-178, 2007.
- [7] Szymczak P., Cieplak M., Proteins in a shear flow, *J. Chem. Phys.* 127, 155106, 2007.
- [8] Czerwińska J., Self-diffusion effects in micro scale liquids. Numerical study by a dissipative particle dynamics method, *Bull. of Pol. Acad. of Scs. Tech. Scs.* 55, pp. 159-172, 2007.
- [9] Wróblewski W., Dybko A., Malinowska E., Brzózka Z., Towards advanced chemical microsensors — an overview, *Talanta* 63, p. 33-39, 2004.
- [10] Bargiel S., Dziuban J., Walczak R., Knapkiewicz P., Nieradko Ł., Grzegorska A., Lattecki B., NIR micro spectrometry of chemically aggressive fluids, *Micro Total Analysis Systems 2007, Proceedings of μ TAS2007, Paris, Institute Curie 2007*, pp. 1664 – 1666
- [11] Pijanowska D.P., Torbicz W., Biosensors for bioanalytical applications, *Bull. Pol. Ac.: Tech.* 53(3), p. 251-260, 2005
- [12] Garstecki P., Ganan-Calvo A.M., Whitesides G.M., Formation of bubbles and droplets in microfluidic systems, *Bull. Pol. Acad. Scs. Tech. Scs.* 52, pp. 361-371, 2004.
- [13] ZMiFP Micro- and nano-fluidics laboratory, <<http://fluid.ippt.gov.pl/nano/>>
- [14] Raffel M., C.Willert C., Kompenhans J., *Particle Image Velocimetry, A Practical Guide*, Springer-Verlag, Berlin, 1998.
- [15] Santiago JG, Wereley S.T., Meinhart C.D., Beebe D.J., Adrian R.J., A micro particle image velocimetry system, *Exp. Fluids* 25, pp. 316–319, 1998.
- [16] Meinhart C.D., Wereley S.T., Santiago J.G., A PIV algorithm for estimating time-averaged velocity fields, *J. Fluids Eng.* 122, pp. 285-288, 2000.
- [17] Blonski S., Korczyk P. M., Kowalewski T. A., Analysis of turbulence in a micro-channel emulsifier, *Int. J. Thermal Scs.* 46, pp. 1123 - 1141, 2007.
- [18] Blonski S., T.A. Kowalewski T. A., PIV analysis of turbulent flow in a micro-channel, *JTAM* 45, pp. 489-503, 2007.
- [19] Duke Scientific Corporation, strona internetowa: <http://www.dukescientific.com/>
- [20] Domagalski P. M., Mielnik M. M., Characteristics of hydrodynamically focused streams for use in Microscale Particle Image Velocimetry (Micro-PIV), *Heat Transfer Engineering*, 28, pp. 680–687, 2007.

- [21] Jin S., Huang P., Park J., Yoo J.Y., Breuer K.S., Near-surface velocimetry using evanescent wave illumination, *Exp. Fluids* 37, pp. 825-833, 2004.
- [22] Buongiorno J., Convective transport in nanofluids, *J. Heat Transfer.* 240, p. 240-250, 2006.
- [23] Koss A., Marczak J., Application of lasers in conservation of monuments and works of art, ODJC Warszawa 2005.
- [24] Gao X., Chan W.C.W., Nie S, Quantum-dot nanocrystals for ultrasensitive biological labeling and multicolor optical encoding, *J. of Biomedical Optics* 7, 532–537, 2002.
- [25] Evident Technologies, <<http://www.evidenttech.com/>>
- [26] Pouya S. Koochesfahani M., Snee P., B. Mounji, Nocera D., Single quantum dot (QD) imaging of fluid flow near surfaces, *Exp. Fluids* 39, pp. 784–786, 2005.
- [27] Nguyen, N-T Wu, Z., Micro-mixers – a review, *J. Micromech. Microeng.* 15, pp. 1-6, 2005.
- [28] Guenther A., Jensen K.F., Multiphase microfluidics: from flow characteristics to chemical and material synthesis, *Lab on a Chip* 6, pp. 1487-1503, 2006.
- [29] Szumbarski J., Instability of viscous incompressible flow in a channel with transversely corrugated walls, *JTAM* 45, pp. 659-684, 2007.
- [30] Szumbarski J., Błoński S., Kowalewski T.A., Symulacje numeryczne destabilizacji przepływu wywołanej pofalowaniem ścianek, Kongres Mechaniki Polskiej, CD-ROM, pp. 1 - 10, Warszawa 2007.