

Wykorzystanie zjawiska powierzchniowej fali akustycznej w aplikacjach systemów mikroprzepływowych – przegląd rozwiązań

Andrzej Nowek

Instytut Technologii Materiałów Elektronicznych
ul. Wólczyńska 133, 01-919 Warszawa;
e-mail: andrzej.nowek@itme.edu.pl

Streszczenie: W artykule dokonano przeglądu najbardziej interesujących rozwiązań z zakresu systemów mikroprzepływowych wykorzystujących zjawisko akustycznych fal powierzchniowych (AFP). Przemieszczanie obiektów o skali wielkości porównywalnej z rozmiarami komórek, oddzielenie ich z próbek o złożonym składzie oraz kontrola ich położenia w obszarze mikrosystemu są ważnym elementem metodyki badawczej w zakresie biomedycznych badań podstawowych. Jest to obecnie bardzo dynamicznie rozwijająca się dziedzina, która jest szczególnie cenna w aspekcie aplikacji w systemach Lab on Chip, gdzie możliwość nieinwazyjnego manipulowania obiektem badań jest szczególnie pożądana. Zastosowania, które są obecnie przedmiotem badań obejmują zagadnienia z zakresu segregowania cząstek z zawiesiny w cieczy, ich oddzielenia oraz manipulowania pojedynczymi cząstkami w obszarze mikrokanalu.

Słowa kluczowe: akustyczna fala powierzchniowa, przetwornik międzypalczasty, akustoforeza, mikroprzepływy, Lab on Chip

Applications of microfluidic system based on surface acoustic wave phenomenon – overview

Abstract: In this paper the most interesting solutions in the field of microfluidic systems using surface acoustic waves (SAW) are reviewed. Moving objects, of a size scale comparable to the size of cells, their separation from the samples having a complex composition and control of their position in the area of a microchannel, constitute an important element of the methodology of biomedical basic research. Nowadays it has become a rapidly growing branch of science, which is particularly attractive in terms of its applicability to Lab on Chip systems, in the case of which the non-invasive manipulation of the studied object is a key issue. The applications that are currently examined include problems related to the separation of particles from a suspension in a liquid and the manipulation of individual particles in the area of a microchannel.

Key words: surface acoustic wave, interdigital transducer, acoustophoresis, micro flow, Lab on Chip

1. Wprowadzenie

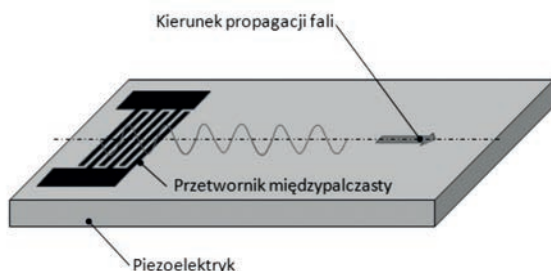
Tematyka artykułu wiąże się z badaniami oraz aplikacjami układów i systemów mikroprzepływowych. Aplikacyjnie systemy mikroprzepływowe są najczęściej wykorzystywane w rozwiązaniach związanych z: przemieszczaniem cieczy, roztworów i zawiesin, syntezą chemiczną, separacją oraz agregacją cząstek w mikro-nanoskali. Są także szeroko wykorzystywane w analitycznych układach i przyrządach, których funkcja wiąże się z charakteryzacją – tkanek, mikroorganizmów, komórek oraz białek – w zakresie biomedycznych badań podstawowych.

Historycznie pierwszego przykładu unieruchomienia i przemieszczania w przestrzeni cząstek materiału o właściwościach dielektrycznych i rozmiarach pojedynczych mikrometrów dokonano w roku 1986 [1]. Od tego czasu za pomocą pęsety optycznej (*Optical Tweezers*) wykonywano wiele rodzajów badań mikro i nano obiektów: bakterii, komórek, DNA, wirusów, mikrocząstek materiałów metalicznych i dielektrycznych [2 - 4]. Pojawienie się technologii MEMS (*Micro Electro-Mechanical System*), a w szczególności systemów integrujących moduły, struktury czujnikowe, struktury aktuacyjne – związane z zagadnieniami przemieszczania cieczy w ramach mikrostruktury zintegrowanego układu, wykorzystujących

techniki cienkowarstwowe oraz pozwalających na miniaturyzację systemów spowodowało w ostatnim czasie powstanie wielu alternatywnych technik [5 - 13].

Alternatywnym sposobem separowania i agregowania cząstek z zawiesin jest wykorzystywanie fal akustycznych objętościowych oraz powierzchniowych z zakresu 10 – 1000 MHz. Szczególnym aspektem akustycznej fali powierzchniowej (AFP) jest propagacja na obszarze powierzchni kontaktu ciecz - ciało stałe [15] wywołująca powstanie pola ciśnienia [25 - 27] lub lokalnej różnicy ciśnienia, która powoduje przepływ cieczy w obszarze mikrokanalu lub mikrosystemu oddziałując również na obiekty w jej objętości [19]. Pole ciśnienia pozwala na oddziaływanie na cząstki w zawiesinie w cieczy. Przedmiotem artykułu są zjawiska dotyczące AFP, a metoda dotycząca ich generacji wynika z zastosowania materiałów piezoelektrycznych i przetworników międzypalczastych [14].

Jednym z kierunków badań, które w ostatnich pięciu latach zyskały zainteresowanie wielu zespołów badawczych jest wykorzystanie w konstrukcji systemów mikroprzepływowych przetworników międzypalczastych. Przetworniki te mają obecnie bardzo wiele zastosowań, a dzięki ich przydatności w przemyśle telekomunikacyjnym od połowy lat sześćdziesiątych były przedmiotem wyczerpujących opracowań naukowych, wyniki których



Rys. 1. Konstrukcja międzypalczastego przetwornika [14] oraz kierunek propagującej AFP [15].

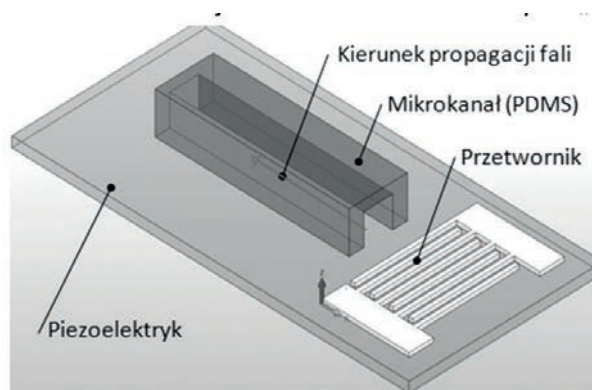
Fig. 1. Schematic design of the interdigital transducer [14] and direction of the propagating SAW [15].

są z powodzeniem wykorzystywane do budowy urządzeń o bardzo interesujących właściwościach. Jednym z najbardziej atrakcyjnych aspektów używania przetwornika międzypalczastego w układach mikroprzepływowych do przemieszczania i manipulowania płynem lub zawiesiną jest ich wysoka sprawność. Wynika to z koncentracji energii w obszarze kontaktu powierzchni przetwornika z cieczą. Obszar oddziaływania akustycznej fali powierzchniowej (AFP) jest ograniczony do wielkości porównywalnej z długością fali [15]. Pozwala to na przeprowadzanie wszystkich niezbędnych operacji mikroprzepływowych na obszarze zminiaturyzowanego mikrosystemu, który ponadto może być sterowany za pomocą niewielkiego przenośnego układu sterującego [16]. Dzięki aplikacjom wykorzystującym AFP możliwe jest projektowanie i wytwarzanie mikrosystemów Lab on Chip, które będą mogły być nazwane w pełni zminiaturyzowanymi i nie będą wymagały dodatkowej zewnętrznej infrastruktury jak np. pompy czy generatory sterujące, w innych przypadkach niezbędnej do zrealizowania ich funkcji użytkowej.

Korzystnym czynnikiem dzięki któremu wykorzystanie przetworników międzypalczastych jest bardzo atrakcyjne w aplikacjach mikroprzepływowych jest prosta konstrukcja samego przetwornika (Rys. 1). Wytworzenie mikrosystemu wymaga użycia klasycznych metod litograficznych stosowanych technologii mikroelektroniki. Metody wytwarzania materiałów piezoelektrycznych w formie cienkich warstw (1 - 4 μm) wykorzystywanych w konstrukcji mikrosystemów pozwalają na wytwarzanie atrakcyjnych komercyjnie produktów finalnych.

2. Transport płynów w mikrokanale

Podstawową funkcją realizowaną przez układy mikroprzepływowe jest kontrolowany przepływ cieczy przez system. W przypadku systemów mikroprzepływowych wykorzystujących przetworniki międzypalczaste, możliwe jest zintegrowanie z systemem elementów, które pozwalają na wymuszanie przepływu w mikrokanale. Urządzenia takie można podzielić na: otwarte – takie w których mikrokanal w trakcie przepływu pozostaje otwarty po stronie napływu oraz wypływu cieczy, oraz



Rys. 2. Schemat transportu cieczy przez otwarty z obu stron mikrokanal wykonany z PDMS.

Fig. 2. Transport of liquid in the both side open microchannel fabricated using PDMS.

zamknięte, w których ciecz przepływa w obrębie odizolowanego obiegu struktury mikrosystemu. W przypadku układów zamkniętych w trakcie realizowania funkcji przepływu nie występuje kontakt ciecz – gaz – ciało stałe, natomiast ma to miejsce w układzie otwartym.

Cecchini i współautorzy jako pierwsi opublikowali [17 - 18] przykład przetwornika międzypalczastego na którego powierzchni umieszczono mikrokanal z polidimetylosiloksanu (PDMS). Kanał zorientowano tak, że jego oś symetrii jest równoległa do kierunku propagacji fali (Rys. 2). Transport cieczy w mikrokanale jest rezultatem lokalnej atomizacji menisku. Tak wytworzone krople są osadzane przed meniskiem powodując jego powolne przemieszczanie w kierunku propagacji fali akustycznej.

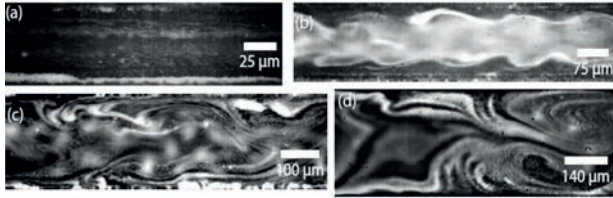


Rys. 3. Mikrokanal wycięty w warstwie materiału piezoelektrycznego (LiNbO_3) [19].

Fig. 3. Microchannel cut directly in the layer of a piezoelectric material (LiNbO_3) [19].

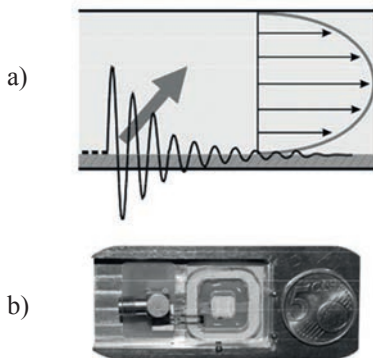
Podobne rozwiązanie zaproponowano wykonując mikrokanal bezpośrednio w warstwie materiału piezoelektrycznego (Rys. 3) [19].

Ciekawym mechanizmem opisanym w wyniku przeprowadzonych badań jest zmiana charakteru przepływu w mikrokanale (Rys. 4). Częstotliwość generowanej fali akustycznej we wszystkich przedstawionych na obrazach (Rys. 4) przypadkach, była stała i wynosiła 20 MHz. Wyznaczona wartość długości fali dźwiękowej w wodzie λ_f dla temperatury pokojowej w opisanym przypadku wyniosła $\lambda_f \approx 73 \mu\text{m}$ [19]. Autorzy określili, że w przypadku kiedy szerokości kanału W spełnia warunek $W > \lambda_f \approx 73 \mu\text{m}$



Rys. 4. Zmiana charakteru przepływu w funkcji szerokości kanału W . Jednorodny przepływ (a) [19] zmienił się w oscylująco-wirowy wtedy kiedy $W > \lambda_f \approx 73 \mu\text{m}$ obrazy (b) - (d) [19].
Fig. 4. Change of flows character as a function of the channels width W . Homogeneous flow (a) [19] has changed into oscillating- vortex flow when $W > \lambda_f \approx 73 \mu\text{m}$; pictures (b) - (d) [19].

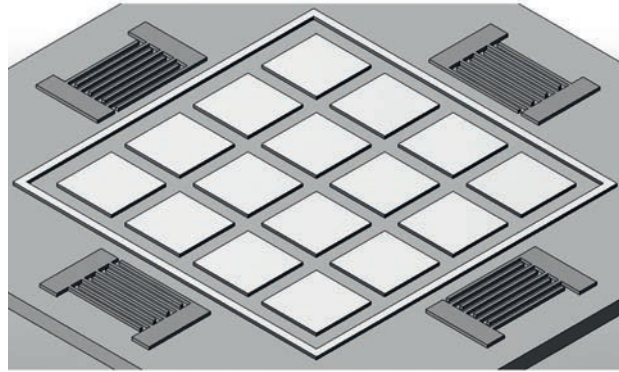
charakter przepływu zmienia się z jednorodnego w oscylująco-wirowy. Przepływ turbulentny w obszarze kanału może być wykorzystany do mieszania roztworów składowych w obrębie kanału przy jednoczesnym wymuszeniu przepływu, a wyboru sposobu działania systemu można dokonać na etapie projektowania.



Rys. 5. Generowana w systemie powierzchniowa fala akustyczna prowadzi do wytworzenia parabolicznego profilu (A) prędkości przepływu [21] płynu w układzie. Widok zintegrowanego mikrosystemu (B) [21].

Fig. 5. Surface acoustic wave generated in the system leads to the formation of a parabolic profile (A) of the flow rate of the liquid [21]. View of an integrated microsystem (B) [21].

Przykładem mikrosystemu w którym przepływ cieczy jest możliwy w obrębie odizolowanego obiegu jest aplikacja zaproponowana przez Fillafera i współautorów (Rys. 5) [21]. W odróżnieniu od powyżej prezentowanych rozwiązań nie występują w tym przypadku problemy związane z ustaleniem stałej prędkości przepływu wynikające z niestabilności linii kontaktu cieczy podlegającej atomizacji po stronie napływu, histerezy zwilżania lub zanieczyszczeń powierzchni. Rozwiązanie to zostało z powodzeniem wykorzystane w badaniach biomedycznych [22 - 23] dotyczących oddziaływania między komórkami [22], czy też komórkami oraz cząstkami [21]. W systemach tego typu możliwe jest odtworzenie warunków w jakich przebiegają oddziaływania np. w rzeczywistych naczyniach krwionośnych. W tradycyjnych systemach zastosowanie np. pomp strzykawkowych powodowało występowanie czasowego ograniczenia przebiegu eksperymentu związanego ze skończoną objętością cieczy w pompie. W przypadku przedstawionych mikrosystemów cyrkulacja cieczy



Rys. 6. Schemat konstrukcji systemu mikrokanalów tworzących siatkę 5×5 . W układzie wykorzystano cztery przetworniki międzypalczaste [24].

Fig. 6. Design of a 5×5 square microchannel grid. The system uses four interdigital transducers [24].

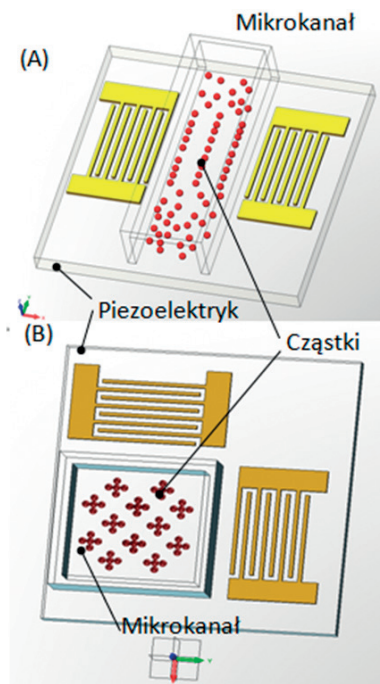
może być wymuszana w ramach czasowych, zgodnie z wymogami eksperymentu, a obserwacji są poddawane te same obiekty badań np. komórki, które znajdowały się w systemie od początku przebiegu eksperymentu.

Kolejnym wariantem konstrukcji z odizolowanym obiegiem cieczy jest system wykorzystujący cztery przetworniki (Rys. 6). System ten [24] pozwala na ukierunkowany przepływ płynów w kontrolowany sposób przez siatkę pięciu przecinających się mikrokanalów. Autorzy przedstawili możliwości układu kierując przepływem z rezerwuaru do zdefiniowanego miejsca przeznaczenia oraz rozdzielając strugę w trakcie jej przepływu [24].

3. Sortowanie i manipulowanie cząstkami

Drugą grupę przyrządów stanowią systemy przepływowe przeznaczone do manipulowania położeniem cząstek w mikrokanale. Jak do tej pory opublikowano przykłady wykorzystania tego typu systemów do przemieszczania i sortowania mikrocząstek o właściwościach dielektrycznych, komórek [25 - 27] oraz fragmentów tkanek czy też mikroorganizmów jednokomórkowych [32]. Rys. 7 przedstawia zasadę działania urządzeń w których wytwarzana jest stojąca fala akustyczna. Mikrokanal wykonany jest z polidimetylosiloksanu (PDMS) na powierzchni materiału piezoelektryka. W zależności od konstrukcji możliwe jest umieszczenie pary przetworników naprzeciw siebie (Rys. 7A) lub zorientowanych pod kątem 90° (Rys. 7B) [26]. Następnie do tak wykonanego mikrosystemu poprzez wymuszenie przepływu różnicą ciśnień doprowadza się zawiesinę cząstek. Po ustabilizowaniu przepływu do obydwu przetworników dołączany jest sygnał sterujący, którego częstotliwość zmienia się w zakresie częstotliwości radiowych RF.

W ten sposób generowane są dwie fale akustyczne, które propagują w zależności od zorientowania przetworników przeciw sobie (Rys. 7A) lub pod kątem prostym (Rys. 7B). Interferencja AFP powoduje powstanie stojącej



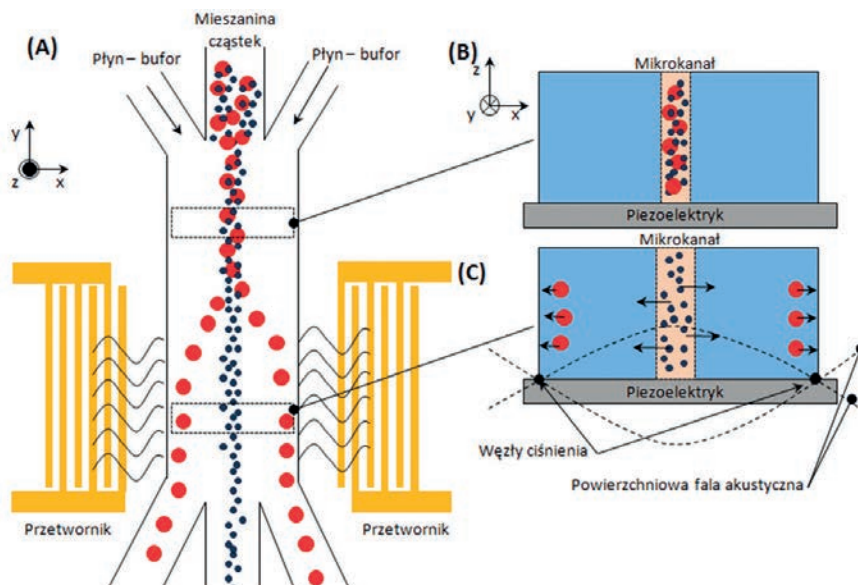
Rys. 7 Schemat sposobu uporządkowania cząstek w układach wykorzystujących stojącą falę akustyczną. (A) wzór powstały w przypadku kiedy dwa przetworniki są zorientowane naprzeciw siebie [26]. (B) Wzór powstający kiedy dwa przetworniki są zorientowane względem siebie pod kątem prostym [26].

Fig. 7. Diagram of the arrangement of particles in systems using a standing acoustic wave. (A) The pattern developed when two interdigital transducers are oriented opposite each other [26]. (B) The pattern formed when two transducers are oriented perpendicular to each other [26].

akustycznej fali powierzchniowej. W płynie znajdującym się w mikrokanale prowadzi to do powstania rozmieszczonych periodycznie w obszarze mikrokanalu [25 - 27] obszarów niskiego (węzeł ciśnienia) i wysokiego ciśnienia (anty węzeł ciśnienia) cieczy. Stojąca akustyczna fala powierzchniowa przechodząc do płynu powoduje powstanie postaci fali podłużnej tzw. fali wyciekającej wywołującej różnice ciśnień w objętości cieczy w kanale [28 - 30]. Różnice ciśnień oddziałują na cząstki w płynie i powodują ich przemieszczanie w kierunkach „węzłów ciśnienia” lub „anty węzłów ciśnienia”. Możliwe jest w ten sposób agregowanie cząstek w pożądanym obszarze mikrokanalu. Przykładem praktycznego wykorzystania powyżej opisanej techniki jest aplikacja do segregowania cząstek przedstawiona na Rys. 8 [27]. Mieszanina dwu różnych cząstek jest doprowadzana do systemu kanałem środkowym i centrowana z boków przez dwie szybsze strugi płynu - buforu.

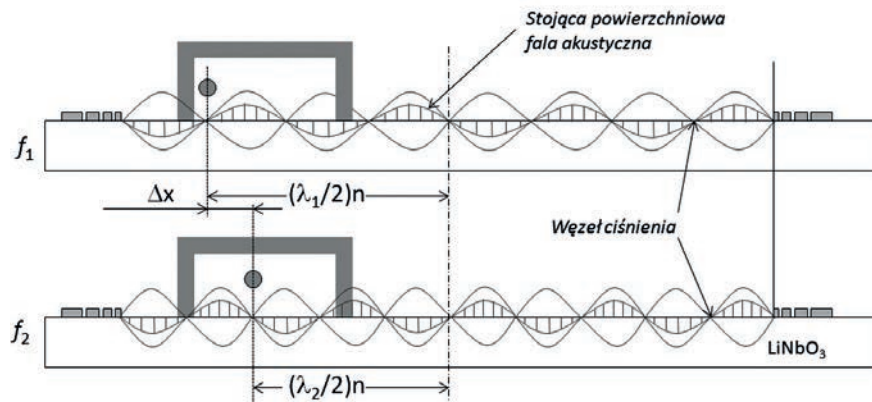
Cząstki w mieszaninie w obszarze oddziaływania fali powierzchniowej odmiennie reagują na siłę oddziaływania akustycznego, której wielkość zależy od rozmiaru cząstek. Powoduje to ich oddzielenie i skierowanie do różnych mikrokanalów odpływowych.

Alternatywny sposób separowania cząstek został zaproponowany przez X. Ding i współautorów [31]. Także w tym przypadku wykorzystywana jest stojąca powierzchniowa fala akustyczna, z tym że w przypadku omawianej aplikacji zastosowany został szerokopasmowy przetwornik międzypalczasty, który pozwala zmieniać częstotliwość fali w zakresie od $\sim 9,5$ MHz do $\sim 14,5$ MHz. Zmieniając częstotliwość możliwe jest „przesuwanie” obszarów w których występują „węzły ciśnienia”. Zmiana



Rys. 8. (A) Schemat ilustrujący mechanizm separacji [27] wykorzystujący stojącą akustyczną falę powierzchniową. (B) Przekrój ogniskowanej hydrodynamicznie strugi. (C) Przekrój obszaru separowania. Węzły ciśnienia znajdują się na granicy ścian mikrokanalu – gdzie przyciągane są cząstki.

Fig. 8. (A) Diagram illustrating the separation mechanism [27] using standing surface acoustic waves. (B) The cross-section of the hydrodynamically focused stream consisting of particles. (C) Cross-section of the area of separation. Pressure nodes are located on the border of microchannel walls where the particles are attracted.



Rys. 9. Mechanizm działania pęsety akustycznej [32]. Sygnał sterujący o częstotliwości f_1 wytwarza w szerokopasmowych przetwornikach między palczastych stojącą falę akustyczną. Zmiana częstotliwości sygnałów sterujących na f_2 powoduje zmianę położenia „węzłów ciśnienia” wewnątrz mikrokanalu co powoduje wytworzenie wektora siły, który oddziałuje na cząstkę i powoduje jej przemieszczenie [32] o odległość Δx do miejsca położenia „węzła ciśnienia”.

Rys. 9. Working mechanism of acoustic tweezers [32]. The control signal with frequency f_1 produces the standing acoustic wave between two broadband Interdigital Transducers. Change of the frequency of the control signals into f_2 alters the positions of the "pressure nodes" inside the microchannel, resulting in the generation of a vector of force which acts on the particle, thus causing its to movement [32], at a distance Δx to the new location of the "pressure node".

częstotliwości powoduje przemieszczenie cząstek przepływających przez mikrokanal w obszarze oddziaływania stojącej powierzchniowej fali akustycznej i skierowanie cząstek do jednego z pięciu mikrokanalów odpływowych.

Wykorzystanie szerokopasmowych przetworników międzypalczastych w aplikacjach mikroprzepływowych pozwoliło na budowę mikrosystemów pozwalających na swobodną manipulację pojedynczymi cząstkami na płaszczyźnie [32]. Możliwe jest zarówno przemieszczenie cząstki w obszarze mikrokanalu jak również transport cząstki do miejsca przeznaczenia po uprzednio zaprogramowanej trajektorii. Sposób ten jest nieniszczący dla obiektu badań i nie powoduje żadnych fizycznych zmian, jak może mieć to miejsce w przypadku konkurencyjnych metod [2 - 4]. Jest to szczególnie ważne w przypadku badań podstawowych materiału biologicznego gdzie przeżywalność komórek po charakteryzacji może znacznie ułatwić badania.

Sposób działania systemu mikroprzepływowego polega na wytworzeniu dwóch stojących powierzchniowych fal akustycznych, które interferując pod kątem prostym wytwarzają na obszarze mikrokanalu – w płynie – pole ciśnień, w którym formują się „węzły ciśnienia” i „anty węzły ciśnienia”. Podobnie jak w poprzednio opisywanych aplikacjach, w układzie pęsety akustycznej stosowane są szerokopasmowe przetworniki międzypalczaste. Pozwala to sterować zmianami częstotliwości par przeciwległych przetworników w zakresie fal RF wytwarzając na obszarze mikrokanalu pole ciśnień, którego konfiguracja zmienia się w zależności od generowanej stojącej powierzchniowej fali akustycznej (Rys. 9) której periodyczność zależy od częstotliwości. Stojące pole ciśnień wewnątrz mikrokanalu oddziałuje na cząstkę w danym położeniu równowagi. Cząstka ta podlega pozycjonowaniu na płaszczyźnie i zostaje uwięziona w jednym z „węzłów ciśnienia”. Aby przemieścić cząstkę

konieczna jest zmiana częstotliwości sygnału sterującego (Rys. 9). Zmiana częstotliwości sygnałów sterujących na f_2 powoduje zmianę położenia „węzłów ciśnienia” wewnątrz mikrokanalu co powoduje wytworzenie wektora siły, który oddziałuje na cząstkę i powoduje jej przemieszczenie [32] o odległość Δx do miejsca położenia „węzła ciśnienia” – w nowym położeniu równowagi.

Pęseta akustyczna pozwala arbitralnie operować na płaszczyźnie komórkami fragmentami tkanek, czy też organizmami jednokomórkowymi [32], co w połączeniu z przezroczystymi materiałami, z których może być zbudowany mikrosystem stanowi ważny i korzystny czynnik ją charakteryzujący. Nieinwazyjność oraz prostota budowy i sterowania stanowią atuty tej metody. Niekorzystnymi jej aspektami jest przede wszystkim duża trudność jaką obecnie sprawia oddzielenie pojedynczych komórek z grupy oraz możliwość manipulowania jedynie relatywnie dużymi obiektami. Ponadto pęseta akustyczna na obecnym etapie rozwoju konstrukcji nie pozwala w sposób kontrolowany obracać obiektów podlegających manipulacji.

4. Podsumowanie

Zastosowania przetworników z powierzchniową falą akustyczną w systemach mikroprzepływowych obejmują wiele zastosowań w tym obszarze i stanowią konkurencyjne rozwiązania względem istniejących aplikacji. Znaczna grupa rozwiązań w zakresie sortowania i transportu cząstek w aplikacjach mikroprzepływowych po zakończeniu etapu rozwoju konstrukcji z powodzeniem zastąpi istniejące rozwiązania i produkty komercyjne. Wiele z rozwiązań uwzględniających użycie powierzchniowych fal akustycznych w zakresie systemów Lab on Chip będzie sukcesywnie pojawiać się w przyszłości. Szerokie

możliwości aplikacyjne, miniaturyzacja, nieniszczący charakter oddziaływań oraz niska cena wyprodukowania systemów będą więc stałą przyczyną podejmowania badań w tej dziedzinie.

Badania nano-przepływów i operowania submikro-nowymi cząstkami są głównym wyzwaniem [31 - 32] pozostającym do rozwiązania. Charakter przepływów w nanoskali różni się znacznie od obserwowanych w makroskali mechanizmów co zostało ewidentnie udowodnione [33]. Przykładem prac, które wskazują możliwości i sugerują potencjalne pole nowych badań w zakresie akustyki w nanoprzepływach jest publikacja [34], w której opisano koncepcję wykorzystania AFP do transportu gazu w nanorurkach węglowych. Perystaltyczny ruch uzyskany w ten sposób powoduje transport gazu przez rurkę z prędkością 30 km/s. Zakres częstotliwości fali mieści się w obszarze THz dla rurki o długości 100 nm.

Jednym z mankamentów, które wpływają na sposób działania systemów wykorzystujących powierzchniowe fale akustyczne, szczególnie przeznaczonych do operowania małymi cząstkami jest kontrola propagacji fali akustycznej przy akustoforezie. Ze względu na np. defekty powierzchniowe może dochodzić do interferencji fal i powstawania fal akustycznych wewnątrz materiału. W przypadku kiedy materiał o właściwościach piezoelektrycznych jest osadzony w postaci cienkiej warstwy na podłożu krystalicznym fale takie mogą swobodnie propagować w dowolnych kierunkach skutecznie zakłócając pracę systemu. Rozwiązaniem tego problemu może być stosowanie podłoży elastycznych – polimerowych – na których osadzone będą cienkie warstwy piezoelektryka. Przykładem rozwiązania wykorzystującego elastyczne podłoża jest praca H. Jin oraz współautorów [35] prezentująca parametry techniczne przetworników powierzchniowej fali akustycznej wykonanych na cztero mikrometrowej warstwie tlenku cynku (ZnO) – przezroczystego materiału półprzewodnikowego o właściwościach piezoelektrycznych. Jako materiał podłożowy wykorzystano folię poliamidową Kapton® 100 H. Na powierzchni piezoelektryka wytworzono przetworniki międzypalczaste. Uzyskano częstotliwość rezonansową dla fal Rayleigha $f_0 = 198,1$ MHz, prędkość rozchodzenia fali - 1981 m/s, współczynnik sprzężenia elektromechanicznego - $K_2 = 1,05$ % a dla fal Lamba - $f_0 = 447$ MHz, prędkość rozchodzenia fali 4470 m/s, współczynnik sprzężenia elektromechanicznego $K_2 = 0,8$ %. Jednocześnie temperaturowe współczynniki częstotliwości (TWCz) dla obu rodzajów fal zdefiniowane jako $\Delta f/\Delta T f_0$ były dużo wyższe niż te, które uzyskuje się wykorzystując podłoża nieelastyczne [35]. Ważnym czynnikiem jest także niewielka zmiana TWCz dla różnych częstotliwości rezonansowych.

Innym sposobem na kontrolę AFP w systemie mikroprzepływowym w zakresie szerszym niż obecnie, może być stosowanie w konstrukcji systemu kryształów fononicznych [36 - 37].

Powyższy artykuł powstał w ramach prac badawczych związanych z realizacją projektu: „Mikro i nanostruktury z materiałów półprzewodnikowych z szeroką przerwą elektronową w aplikacjach mikroprzepływowych” finansowanego w ramach programu LIDER przez Narodowe Centrum Badań i Rozwoju.

Bibliografia

- [1] Ashkin A., Dziedzic J., Bjorkholm J., Chu S.: Observation of a single-beam gradient force optical trap for dielectric particles, *Opt. Lett.*, 1986, 11, 288 – 290
- [2] Zhang X., Halvorsen K., Zhang C., Wong W., Springer T., Mechanoenzymatic leavage of the ultralarge vascular protein von Willebrand factor, *Science*, 2009, 324, 1330 – 1334
- [3] Yang A., Moore S., Schmidt B., Klug M., Lipson M., Erickson D.: Optical manipulation of nanoparticles and biomolecules in sub-wavelength slot waveguides, *Nature*, 2009, 457, 71 – 75
- [4] Grier D.: A revolution in optical manipulation, *Nature*, 2003, 424, 810 – 816
- [5] Salieb-Beugelaar G., Simone G., Arora A., Philippi A., Manz A.: Latest developments in microfluidic cell biology and analysis systems, *Anal. Chem.*, 2010, 82, 4848 – 4864
- [6] Chen C. H., Cho S. H., Chiang H.-I., Tsai F., Zhang K., Lo Y.: Specific sorting of single bacterial cells with microfabricated fluorescence-activated cell sorting and tyramide signal amplification fluorescence in situ hybridization, *Anal. Chem.*, 2011, 83, 7269 – 7275
- [7] Plouffe B. D., Mahalanabis M., Lewis L. H., Klapperich C. M., Murthy S. K.: Clinically relevant microfluidic magnetophoretic isolation of rare-cell populations for diagnostic and therapeutic monitoring applications, *Anal. Chem.*, 2012, 84, 1336 – 1344
- [8] Shen F., Hwang H., Hahn Y. K. and Park J.-K.: Label-Free cell separation using a tunable magnetophoretic repulsion force, *Anal. Chem.*, 2012, 84, 3075 – 3081
- [9] Wang X., S. Chen, Kong M., Wang Z., Costa K., Li R., Sun D., Enhanced cell sorting and manipulation with combined optical tweezer and microfluidic chip technologies, *Lab Chip*, 2011, 11, 3656 – 3662
- [10] Beech J. P., Holm S., Adolfsson K., Tegenfeldt J., Sorting cells by size, shape and deformability, *Lab Chip*, 2012, 12, 1048 – 1051
- [11] Wu T., Chen Y., Park S.-Y., Hong J., Teslaa T., Zhong J., Carlo D., Teitell M., Chiou P.: Pulsed laser triggered high speed microfluidic fluorescence activated cell sorter, *Lab Chip*, 2012, 12, 1378 – 1383
- [12] Forbes T. P., Forry S.: Microfluidic magnetophoretic

- separations of immunomagnetically labeled rare mammalian cells, *Lab Chip*, 2012, 12, 1471 – 1479
- [13] Ding X., Shi J., Lin S. C. S., Yazdi S., Kiraly B., Huang T.: On-chip manipulation of single microparticles, cells, and organisms using surface acoustic waves, *Lab Chip*, 2012, 12, 2491 – 2497
- [14] Campbell C.: Surface acoustic wave devices and their signal processing applications, Academic Press, Inc, 1998
- [15] Lord Rayleigh: On waves propagating along the plane surface of elastic solid, *Proc. Ondon Math. Soc.*, 1885, 7, 4 - 11
- [16] Yeo L., Friend J.: Ultrafast microfluidics using surface acoustic waves, *Biomicrofluidics*, 2009, 3, 012002
- [17] Girardo S., Cecchini M., Beltram F., Cingolani R., Pisignano D.: Polydimethylsiloxane-LiNbO₃ surface acoustic wave micropump devices for fluid control into microchannels, *Lab Chip*, 2008, 8, 1557 - 1563
- [18] Cecchini M., Girardo S., Pisignano D., Cingolani R., Beltram F.: Acoustic-counterflow microfluidics by surface acoustic waves, *Appl. Phys. Lett.*, 2008, 92, 104103
- [19] Tan M., Yeo L., Friend J.: Inducing rapid fluid flows in microchannels with surface acoustic waves, *Proc IEEE Int Ultrasonics Symp, Rome, Italy*, 2009, 609–612
- [20] Masini L., Cecchini M., Girardo S., Cingolani R., Pisignano D., Beltram F.: Surface-acoustic-wave counterflow micropumps for on-chip liquid motion control in two-dimensional microchannel arrays, *Lab Chip*, 2010, 10, 1997 – 2000
- [21] Fillafer C., Ratzinger G., Neumann J., Guttenberg Z., Dissauer S., Lichtscheidl I., Wirth M., Gabor F., Schneider M. F.: An acoustically-driven biochip: impact of flow on the cell association of targeted drug carriers, *Lab Chip*, 2009, 9, 2782 – 2788
- [22] Fallah M., Myles V., Krüger T., Sritharan K., Wixforth A., Varnik F., Schneider S., Schneider M.: Acoustic driven flow and lattice Boltzmann simulations to study cell adhesion in biofunctionalized μ -fluidic channels with complex geometry, *BIOMICROFLUIDICS*, 2010, 4, 024106,
- [23] Schmid L., Wixforth A., Weitz D., Franke T.: Novel surface acoustic wave (SAW) driven closed PDMS flow chamber, *Microfluid. Nanofluid.*, 2012, 12, 229 – 235
- [24] Masini L., Cecchini M., Girardo S., Cingolani R., Pisignano D., Beltram F.: Surface-acoustic-wave counterflow micropumps for on-chip liquid motion control in two-dimensional microchannel arrays, *Lab Chip*, 2010, 10, 1997 – 2000
- [25] Shi J., Ahmed D., Mao X., Lin S., Lawit A., Huang T., Acoustic tweezers: patterning cells and microparticles using standing surface acoustic waves (SSAW), *Lab Chip*, 2009, 9, 2890 – 2895
- [26] Shi J., Huang H., Stratton Z., Huangb Y., Huang T.: Continuous particle separation in a microfluidic channel via standing surface acoustic waves (SSAW), *Lab Chip*, 2009, 9, 3354 – 3359
- [27] Ai Y., Sanders C., Marrone B.: Separation of escherichia coli bacteria from peripheral blood mononuclear cells using standing surface acoustic waves, *Anal. Chem.*, 2013, 85, 9126 – 9134
- [28] Tan M., Friend J., Yeo L.: Microparticle collection and concentration via a miniature surface acoustic wave device, *Lab Chip*, 2007, 7, 618 - 625
- [29] Frommelt T., Kostur M., Wenzel-Schäfer M., Talkner P., Hänggi P. and Wixforth A.: Microfluidic mixing via acoustically driven chaotic advection, *Phys. Rev. Lett.*, 2008, 100, 034502
- [30] Wu J.: Acoustical tweezers, *J. Acoust. Soc. Am.*, 1991, 89, 2140 - 2143
- [31] Ding X., Lin S., Lapsley M., Li S., Guo X., Chan C., Chiang I., Wang L., Philip J., Huang T.: Standing surface acoustic wave (SSAW) based multichannel cell sorting, *Lab Chip*, 2012, 12, 4228 – 4231
- [32] Ding X., Lin S., Kiraly B., Yue H., Li S., Chiang I., Shi J., Benkovic S., Huang T.: On-chip manipulation of single microparticles, cells, and organisms using surface acoustic waves, *Proc. Natl. Acad. Sci. U. S. A.*, 2012, DOI: 10.1073/pnas.1209288109
- [33] Edel J., de Mello A.: Nanofluidics: nanoscience and nanotechnology, Royal Society of Chemistry, Cambridge, UK, 2009
- [34] Insepov Z., Wolf D., Hassanein A.: Nanopumping using carbon nanotubes, *Nano Lett.*, 2006, 6, 1893
- [35] Jin H., Zhou J., He X., Wang W., Guo H., Dong S., Wang D., Xu Y., Geng J., Luo J., Milne W.: Flexible surface acoustic wave resonators built on disposable plastic film for electronics and lab-on-a-chip applications, *Nature: Scientific Reports*, 2013, 3, 2140, DOI: 10.1038/srep02140
- [36] III Olsson R., El-Kady I.: Microfabricated phononic crystal devices and applications, *Meas. Sci. Technol.*, 2009, 20, 012002
- [37] Wu T., Hsu Z., Huang Z.: Band gaps and the electromechanical coupling coefficient of a surface acoustic wave in a two-dimensional piezoelectric phononic crystal, *Phys. Rev. B*, 2005, 71, 064303