

УДК 534.8: 543.3

© Н. Н. Князьков, Е. Д. Макарова, С. А. Морев,  
Б. Я. Спиваков, В. М. Шкинев

## МЕТОДОЛОГИЧЕСКИЕ ОСНОВЫ ПРИМЕНЕНИЯ УЛЬТРАЗВУКОВОГО ПОЛЯ СТОЯЧЕЙ ВОЛНЫ ДЛЯ ПРОТОЧНОГО ФРАКЦИОНИРОВАНИЯ ЧАСТИЦ РАЗЛИЧНОЙ ПРИРОДЫ

Дан краткий обзор литературы и рассмотрены основные особенности применения ультразвукового поля стоячей волны (УЗСВ) для фракционирования дисперсных систем. Описан новый принцип построения систем проточного фракционирования, основанный на наложении УЗСВ параллельно направлению потока. Рассмотрены возможности его применения для исследования и фракционирования частиц различной природы в биообъектах и водах. Определены основные процессы, влияющие на эффективность фракционирования, которые нужно изучать и учитывать при построении и моделировании систем проточного фракционирования.

### ВВЕДЕНИЕ

Решение многих экологических проблем невозможно без получения достоверной информации о количественном содержании и формах существования загрязнителей в объектах окружающей среды, дисперсности, природе и составе взвешенных частиц. По отношению, например, к тяжелым металлам одной из важных общих характеристик, определяющих гидрохимическое и биологическое поведение, является распределение их между взвешенными, коллоидными и истинно растворенными формами.

Большая роль взвешенных / коллоидных частиц определяется их способностью выступать в качестве полифункциональных сорбентов, удерживающих или даже селективно концентрирующих металлы и другие виды загрязнителей, и, таким образом, сильно влиять на миграционные и токсикологические характеристики загрязняющих веществ. Поглощение ионов металлов дисперсной фазой происходит по механизмам ионного обмена, физической сорбции, хемосорбции — в зависимости от вида загрязнений, а также от природы взвешенных / коллоидных частиц (гидроксиды железа, марганца, сульфиды, карбонаты, силикаты, органический детрит, микроорганизмы). Таким образом, при оценке форм миграции загрязнителей и степени их биодоступности системы пробобудготовки должны обеспечивать возможность фракционирования компонентов пробы по размерам, по природе частиц в мягких условиях разделения, возможность организации статических, проточных или циклических режимов. Современная методология построения разделительных

систем базируется на использовании силовых полей различной природы (центробежных, электрических, акустических и др.) и мембранных методов.

В данной работе рассмотрен новый подход к разработке метода ультразвукового (УЗ) проточного фракционирования компонентов биообъектов и природных вод. Кроме того, авторы постарались в краткой форме отразить основные особенности процессов, происходящих в ультразвуковых полях стоячих волн (УЗСВ), и современные направления развития и применения методов на основе УЗСВ.

### ПРОСТРАНСТВЕННОЕ РАЗДЕЛЕНИЕ ДИСПЕРСНЫХ СИСТЕМ В УЗСВ (ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНЫЕ ПОДХОДЫ И ТЕОРИЯ)

В конце XIX и первой половине XX века было показано экспериментально, что в полях стоячих акустических волн (звуковых и ультразвуковых) возникают силы, обуславливающие направленное смещение частиц дисперсных систем. В работах Кундта (1866, 1874 гг.) описаны эффекты, являющиеся основой акустических методов разделения частиц и коагуляции аэрозолей: образование периодических слоистых структур порошка в поле стоячей звуковой волны, сформированной в трубке, заполненной газом (пылевых фигур Кундта). Систематическое исследование поведения суспензий, коллоидных растворов и эмульсий в поле ультразвуковой стоячей волны (УЗСВ), проведенное Соллнером и Бонди, показало [1], что при озвучивании капилляров, заполненных дисперсной

системой, наблюдается расслаивание с образованием вертикальных слоев дисперсной фазы, расположенных на расстоянии  $\lambda/2$  друг от друга ( $\lambda$  — длина звуковой волны). Местоположение зон аккумуляции частиц зависело от свойств дисперсной фазы: эмульсии ртути и частицы кварца концентрировались в узлах давления, тогда как эмульсии бензола, нитробензола и толуола — в пучностях давления. В этой же работе была также экспериментально доказана возможность фракционирования на примере системы «эмульсия толуола—суспензия кварца—вода»: слои разных дисперсных фаз с четкими границами раздела располагались на расстоянии  $\lambda/4$  друг от друга. В работах [1, 2] показано, что на процессы расслаивания влияют размер твердых частиц, степень стабильности эмульсий, диаметр капилляров; установлены качественные закономерности процессов коагуляции частиц и коалесценции эмульсий; выявлено ориентирующее действие УЗСВ на частицы и изменение реологического поведения суспензий и паст.

Теоретическое обоснование явлений расслаивания в дисперсных системах впервые дано Кингом [3], который показал, что на несжимаемую сферическую частицу радиуса  $R$ , находящуюся в УЗСВ ( $\lambda \gg R$ ), действует радиационная сила ( $F_R$ ), величина которой прямо пропорциональна  $R^3$ , волновому числу ( $k = 2\pi/\lambda$ ), средней плотности акустической энергии ( $E$ ) и величине фактора, учитывающего относительные плотности материала частиц и среды,  $\Phi(\rho, \rho_0)$ . Распределение величины этой силы вдоль направления распространения УЗ имеет периодичность  $\lambda/2$ .

Йосиока и Кавасима [4] распространили подход Кинга на частицы произвольной сжимаемости и плотности (для несжимаемой сферы результат был эквивалентен результату Кинга).

Позднее Горьков [5], получил выражение для  $F_R$ ,

$$F_R = (4/3)\pi ER^2(kR)\Phi(\rho, \rho_0, c, c_0) \sin 2kx, \quad (1)$$

где  $\Phi(\rho, \rho_0, c, c_0) = \{[(5\rho - 2\rho_0)/(2\rho + \rho_0)] - (c_0/c)\}$ ;  $c, c_0$  — скорость звука в материале частиц и дисперсионной среде соответственно. (Направление перемещения частиц определяется знаком  $\Phi$ : при  $\Phi > 0$  частицы перемещаются к узлам давления, при  $\Phi < 0$  — к пучностям давления).

Таким образом, было установлено наличие силового действия ультразвука на частицы дисперсной системы и выявлены основные закономерности, определяющие потенциальную возможность применения возникающих в УЗСВ сил для концентрирования частиц, разделения дисперсных фаз, фракционирования дисперсной фазы по разным параметрам разделения (ПР):  $R$  (для частиц одной природы),  $\Phi$  (для частиц одного размера),

$c$  (для частиц одного размера при условии равенства плотностей частиц и среды) и наконец по интегральному параметру ( $R + \Phi$ ).

## ОСНОВНЫЕ НАПРАВЛЕНИЯ И ОБЛАСТИ ПРИМЕНЕНИЯ УЗСВ

Вплоть до недавнего времени основными областями применения УЗ являлись биотехнология и биофизика, основными объектами исследования — биологические клетки разной природы и модельные системы (в основном, латексы).

Для изучения влияния полимеров на процессы агрегации эритроцитов [6], а также последующего электрослияния клеток [7], ускорения и повышения чувствительности иммунохимических реакций в гетерогенных методах анализа [8–14] используют сближение клеток, контактные взаимодействия и усиление процессов взаимодействия клеток с помощью УЗСВ.

Целенаправленное применение акустических микротечений, а также удерживание частиц с помощью УЗ-поля в потоке тестируемой среды применяют для усиления массообмена и соответственно для ускорения иммунных реакций с использованием иммуносорбентов [11] и для биотестирования с использованием индикаторных клеток [15].

Концентрирование дисперсных фаз с помощью УЗ-полей проводят на основе нескольких принципиально отличающихся подходов, рассмотренных в работах [16, 17].

1. Озвучивание суспензии и последующее осаждение агломератов частиц под действием силы тяжести.

2. Расслоение потока суспензии полем стоячей УЗ-волны, направленным перпендикулярно потоку, и послойный отбор фракций.

3. Расслоение суспензии со смещением слоев за счет периодического пошагового изменения частоты УЗ и последующий отбор концентрата.

4. Проточное ультразвуковое селективное удерживание частиц в УЗСВ, которое накладывают параллельно движущемуся потоку суспензии [17–19].

Значительно позднее потенциальная возможность применения "схемы интерферометра" для организации процесса разделения фаз была показана в работе [20]. Основным недостатком примененной схемы является сильное влияние акустических течений и меньшая по сравнению с движущей силой потока величина  $F_R$ . Для улучшения разделения фаз авторы [20] предложили принцип усиления радиационной силы за счет использования изгибных колебаний стенки трубки, совпадающих по фазе и геометрии с акустическим полем жидкости. Сообщалось о возможности быст-

рого накопления в зонах минимумов давления неорганических частиц диаметром 0.1–100 мкм и использования в этих условиях дрейфующего акустического поля для концентрирования частиц [20].

В работах [21–23] приведена библиография по УЗ-методам концентрирования и разделения фаз. Методы подразделены на несколько групп в соответствии со следующими основными концепциями: 1) использование стоячих или движущихся акустических полей; 2) периодический (в замкнутом объеме) или проточный способ организации процесса; 3) резонансные или нерезонансные условия; 4) комбинирование разных условий [22].

В настоящее время на рынке появился клеточный акустический фильтр УЗСВ с производительностью 250 л/день, подготовлено к серийному выпуску фильтрующее устройство на основе УЗСВ в качестве блока пробоподготовки для автоматизированной системы проточно-инжекционного анализа водных и биологических проб [24–27], проводятся клинические испытания устройства для ускоренного проведения реакций латексной агглютинации с помощью УЗСВ (Immunosonic) [28].

Основные направления исследований в последнее время смещаются от решения (на эмпирической основе) прикладных задач в области биологии, биотехнологии и медицины в сторону

- исследования и анализа относительных вкладов различных сил, возникающих в УЗСВ, и механизмов процессов, происходящих при взаимодействии суспензий частиц с УЗСВ [23];
- разработки методов исследования кинетики и механизмов агрегации и флокуляции частиц в водных системах в УЗСВ [27];
- разработки методов проектирования резонансных камер [22, 29] и микрофлюидных разделительных систем [30];
- конструирования полуволновых и одноволновых акустических микросистем и микрофлюидных систем, сопрягаемых с различными способами визуализации (микроскопией, методом анализа изображений и видеосъемки, дополняемых использованием окрашенных латексов и флуоресцентных зондов).

Последние позволяют проводить наблюдения за процессами агрегации в реальном масштабе времени и *in situ* [27]; изучение акустических течений [31]; проверку адекватности основных теоретических зависимостей, описывающих поведение частиц в УЗСВ [32] и в комбинированных полях (УЗСВ + гравитационное поле, УЗСВ + электрическое поле) [33–35].

Наименее изученными в настоящее время являются проблемы поведения полидисперсных систем в УЗСВ.

## ПРИМЕНЕНИЕ УЗСВ ДЛЯ ПРОТОЧНОГО ФРАКЦИОНИРОВАНИЯ ДИСПЕРСНЫХ ФАЗ

Впервые проточное фракционирование и концентрирование клеток разной природы с помощью УЗСВ (при параллельном наложении УЗСВ и потока) осуществлено Князьковым с соавторами в работах [18, 19]. В результате экспериментальных исследований на суспензиях частиц разной природы (дрожжевых клеток, эритроцитов, латексных частиц и др.) было показано [18, 19], что этот принцип наложения УЗСВ и потока обеспечивает эффективное концентрирование, а также разделение частиц по фракциям в соответствии с их размером и/или сжимаемостью, характеризуемой скоростью ультразвука в материале частиц.

Возможность проточного фракционирования и концентрирования суспензии при наложении УЗСВ перпендикулярно потоку показана в работе [36]. Авторы настоящей статьи в [9, 11] применили этот принцип для постановки иммунных реакций с использованием иммуносорбентов (иммуносорбенты удерживались УЗСВ, а ингредиенты реакций последовательно прокачивались через ультразвуковую ячейку).

Позднее принципиальная возможность практического применения поперечного УЗСВ (по отношению к потоку) для фракционирования по размерам частиц была показана и теоретически [37–39], и экспериментально [32, 40]. Такой вариант УЗСВ применяли для решения конкретной практической задачи — двухстадийного фракционирования эмбрионов растительных клеток миллиметрового размера, причем основной принцип фракционирования был аналогичен применяемому в акустических седиментационных фильтрах, при этом фракционирование сопровождалось агломерацией частиц [40]. В других случаях исследования проводили на модельных системах. В работах [32, 38] в качестве модельных систем использовали суспензии латекса одного размера и о возможности фракционирования судили по косвенным признакам.

Возможность применения УЗСВ для фракционирования по адиабатической сжимаемости была исследована теоретически с использованием методологии проточного фракционирования в поперечном поле (ПФПП) [37] и экспериментально при подборе состава сред, осуществляемом таким образом, чтобы разделяемые частицы (полиэтилена высокой и низкой плотности, полистирола) имели фактор  $\Phi$  разного знака [41].

Математическое моделирование процесса фракционирования полистирольного латекса по размерам [39] было основано на расчете траекторий движения частиц и их изменения в результате синхронного изменения частоты и направления

движения потока в камере, разделенной на две части с помощью акустически прозрачной перегородки (метод организации процесса очень труден для практической реализации).

Взаимодействие частиц, процессы агрегации и коагуляции, влияние гидродинамических условий ни в одной из указанных работ не рассматривали и не исследовали.

**ПРОТОЧНОЕ ФРАКЦИОНИРОВАНИЕ ЧАСТИЦ ДИСПЕРСНЫХ ФАЗ ПРИ НАЛОЖЕНИИ УЗСВ ПАРАЛЛЕЛЬНО НАПРАВЛЕНИЮ ПОТОКА (ПФПРУЗ)**

**Принципы метода**

Основу принципа составляет новый способ организации комбинированного поля УЗСВ и потока: УЗСВ накладывается параллельно направлению потока, под действием которого перемещается суспензия разделяемых частиц. Линия действия  $F_R$  совпадает с линией действия на частицу силы  $F_K$ , обусловленной движением жидкости (рисунок). Направление действия обеих сил совпадает или противоположно, в результате чего может

происходить ускорение, торможение или остановка частиц. При равенстве величин сил, действующих на частицу со стороны УЗСВ и жидкости в противоположных направлениях, должна происходить остановка частиц с некоторыми определенными характеристиками ( $R, \Phi$ ), от величины которых зависит абсолютная величина и знак  $F_R$ . Реализация этого принципа (создание пространственного "селективного" акустического фильтра) позволяет перейти к идеологии разделения дисперсной фазы по принципу фильтрации: удерживанию частицы с заданными ПР в УЗСВ и "проскока" частиц с отличающимися ПР. Простейшее математическое описание для стационарного состояния (удерживание частиц дисперсной фазы в вертикально расположенной разделительной камере) может быть получено в виде уравнения

$$F_G + F_{Rm} = F_K, \tag{2}$$

где сила гравитации для частицы в среде  $F_G = (4/3)\pi R^3(\rho - \rho_0)g$ ; максимальное значение силы  $F_R - F_{Rm} = (4/3)\pi k R^3 E \Phi(\rho^*, \rho, \beta^*, \beta)$ ;  $F_K = 6\pi\eta Rv$ ;  $g$  — ускорение свободного падения;  $\eta$  — динамическая вязкость;  $v$  — скорость жидкости.

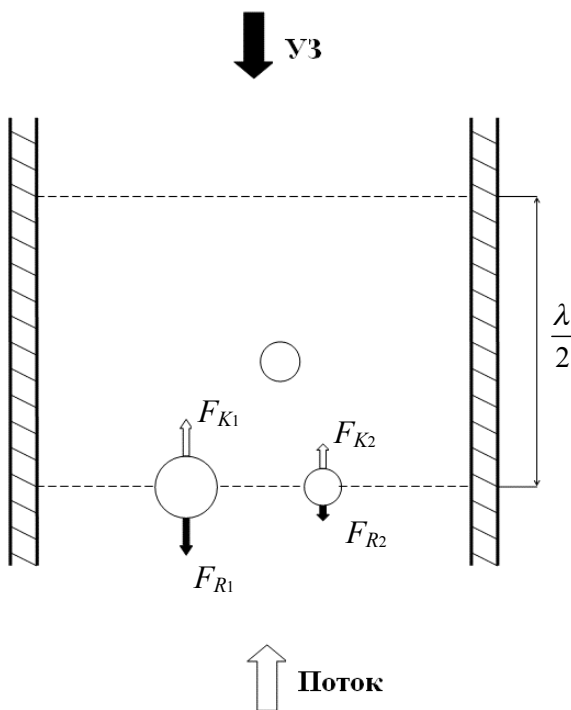
Уравнение (2) позволяет установить взаимосвязь физических характеристик дисперсной системы с параметрами УЗСВ и скоростью потока. Например, в простейшем случае (когда  $\rho \approx \rho_0, \Phi > 0$ ) условия удерживания частиц против скорости потока и накопления частиц в пучностях давления ( $F_{Rm}$ ) будут определяться условиями выполнения неравенства [17]

$$F_R > F_K, \tag{3}$$

т. е. при скоростях потока  $v_{max} < (2/9)kER^2\Phi/\eta$ . Аналогично могут быть рассчитаны значения  $E$ , необходимые для удерживания частиц против заданной силы потока ( $E_{min} > (9/2)\eta v/kR^2\Phi$ ), и минимальный размер удерживаемых в УЗСВ частиц при заданных  $E$  и  $v$  ( $R_{min} > [(9/2)\eta v/kE\Phi]^{0.5}$ ).

**Ограничения теоретической модели**

Модели в общем случае ограничены областями применимости, во-первых, закона Стокса и, во-вторых, выражения для радиационной силы, которые, следовательно, должны быть рассмотрены подробнее. Теоретический анализ движения жидкости, обтекающей твердую сферическую частицу, проведен в работах [42, 43]. Согласно [42], сила  $F_K$ , действующая на частицу при медленном течении вязкой неограниченной несжимаемой жидкости со скоростью  $v_\infty$  установившегося течения жидкости (на бесконечности), определяется законом Стокса в интервале чисел Рейнольдса ( $Re = 2Rv_\infty\rho/\eta$ ), отвечающих режиму "ползущего" течения ( $Re < 0.1$ ). При  $Re = 1$  сила сопротивления,



Схематическое изображение действия сил радиационного давления ( $F_R$ ) и Стокса ( $F_K$ ) на частицы, отличающиеся по размерам, в комбинированном поле УЗСВ и потока при параллельном наложении полей

определенная по закону Стокса, примерно на 10 % ниже истинной.

В работе [43] проведен теоретический анализ движения жидкости, обтекающей твердую частицу, и сформулированы условия, при которых жидкость приближенно можно считать несжимаемой: скорость движения жидкой среды должна быть мала по сравнению со скоростью распространения в ней звука; температура жидкости в различных точках объема должна отличаться незначительно.

Если твердая сферическая частица находится в покое, а обтекающей ее поток жидкости стационарен и однороден, то сила, действующая на частицу со стороны потока вязкой несжимаемой жидкости (при условии, что значение  $Re$  мало ( $Re = Rv_{\infty}\rho/\eta \ll 1$ )), вычисляется по формуле Стокса. Сила, действующая со стороны вязкой несжимаемой жидкости на частицу при условии, что поток жидкости неоднороден, но стационарен, равна  $F = 6\pi\eta R \langle v_{\infty} \rangle^s$ , где  $\langle v_{\infty} \rangle^s$  — среднее по поверхности сферы невозмущенного поля скорости жидкости.

В работе [44] приводятся экспериментальные данные, согласно которым для одиночной твердой сферы, движущейся с постоянной скоростью в неподвижной изотермической несжимаемой жидкости бесконечной протяженности, режим Стокса соответствует стандартной кривой сопротивления  $C_D = 24/Re$  при  $Re \leq 1$ .

При расчете осаждения одиночной шарообразной частицы под действием силы тяжести учитывают, что область применимости закона Стокса ограничена не только сверху, но и снизу ( $10^{-4} < Re < 0.2$ ), т. к. при  $Re < 10^{-4}$  частицы настолько малы, что начинает сказываться броуновское движение [45].

Степень влияния и наличие пристеночных эффектов для частиц, двигающихся вместе с жидкостью, можно оценить с помощью экспериментально установленной корреляции Ладенбурга—Факсена, которая, согласно [42], хорошо описывает зависимость коэффициента трения  $\chi$  от отношения  $R/R_C$  для области ползущего течения внутри цилиндрического сосуда радиусом  $R_C$ :  $\chi = C_D \times (1 + 2.1R/R_C) = (24/Re)(1 + 2.1R/R_C)$ . Таким образом, уменьшение диаметра камеры будет сопровождаться ростом  $F_K$  ( $F_K = \pi R^2 (1/2) \rho v_{\infty}^2 \chi$  [42]), что автоматически требует увеличения  $E$  для выполнения условия (3).

При исследовании реальных объектов необходимо также учитывать форму движущихся частиц и положение тела в жидкости, влияющие на  $C_D$ . Например, для частицы в форме диска выражение для силы Стокса должно умножаться на коэффициент  $K$ , причем, если диск движется плоскостью вперед,  $K = 0.85$ , а если ребром, то  $K = 0.57$  [46]. Как было показано экспериментально, у частиц неправильной формы при  $Re < 1$   $C_D = 40/Re$ , по-

этому для определения силы сопротивления движению твердых частиц реальных взвесей в вязкой среде (при практических расчетах действия центрифуг) пользуются формулой  $F_K = 6\pi\eta v_2 R$  [47]. Таким образом, для частиц различной природы и формы оптимальные условия удерживания могут значительно различаться. Одновременно с этим появляется потенциальная возможность разделения частиц в УЗСВ по дополнительному ПР — форме частицы.

Применимость формулы Стокса для расчета конечной скорости движения частиц ограничена также объемной концентрацией частиц. Даже в случае медленных течений распространение решения Стокса на произвольное множество сферических частиц связано со значительными трудностями. Согласно литературным данным, приведенным в работе [44], предел объемной концентрации, выше которого начинается взаимодействие между частицами, равен 2 %; при объемной концентрации твердых частиц более 5 % происходит стесненное движение (осаждение) частиц, так что конечная скорость не может рассчитываться по закону Стокса. Дополнительным фактором, на который необходимо обращать внимание, является, очевидно, смачиваемость частиц.

Условия применимости выражения (1) для вычисления  $F_R$  рассмотрены в работах [5, 31, 48, 49] для различных случаев: 1) одиночная частица сферической формы,  $R \ll \lambda = c/f$  ( $f$  — частота вынужденных колебаний); 2) течение потенциальное; 3) жидкость идеальная, невязкая; 4) стенки отсутствуют; 5) поле УЗСВ идеально и одномерно. Рассмотрим эти случаи.

Ограничения по размеру частиц зависят прежде всего от применяемой частоты, значения которой обычно находятся в интервале  $1 \div 4.5$  МГц, т. е.  $\lambda = 1.5 \cdot 10^{-3} \div 3.3 \cdot 10^{-4}$  м (вода,  $c = 1500$  м/с). Следовательно,  $R$  должно быть  $< 1500 \div 33$  мкм соответственно (независимо от того, является ли данная частица одиночной однородной или представляет собой агломерат частиц). Часто эти границы не принимаются во внимание. Например, в работе [13] при обсуждении сил, действующих в УЗСВ ( $f = 4.5$  МГц) при ускорении реакций латексной агглютинации, записывается выражение для  $F_R$  в обычной форме, несмотря на то что средние размеры агглютинатов после концентрирования в узлах давления колеблются в интервале  $9 \div 72$  мкм, а максимальные размеры значительно выше. Целенаправленной экспериментальной оценки верхней границы выполнимости условия 1), насколько нам известно, не проводилось. Из условия 1) следует также, что чем меньше концентрация частиц, тем ближе экспериментальные условия к математической модели  $F_R$ . Однако экспериментально было установлено, что эффективность концентри-

рования в УЗСВ уменьшается с уменьшением концентрации бактериальных клеток (*E.coli* с-600,  $2R \approx 1$  мкм) [50, 51]. На основании этого высказано предположение о том, что скорость движения клеток к узлам давления может быть концентрационно зависимой [50]. Введение больших по размеру клеток в концентрации, достаточных для образования агломератов, приводит к увеличению эффективности концентрирования меньших по размеру клеток [51].

Значение  $R$  должно быть большим по сравнению с амплитудой смещения частиц текучей среды, т. е.  $R \gg v_0/2\pi f$  [48] и соответственно  $R \gg (1/2\pi f) \cdot (2E/\rho_0)^{0.5}$ . Это условие выполняется для частиц микронного и субмикронного размера при использовании МГц-диапазона частот и обычных значений  $E$  ( $1 \div 10$  Дж/м<sup>3</sup>):  $R > 0.23$  мкм при  $f = 1$  МГц,  $E = 10$  Дж/м<sup>3</sup>. Увеличение частоты приводит к уменьшению допустимых значений  $R$ , а увеличение средней плотности энергии, напротив, к увеличению этих значений.

Пренебрежение эффектами вязкости допустимо при выполнении условий:  $2R \gg \delta = (\eta/\rho_0\pi f)^{0.5}$  по [31] и  $R \gg (\eta/\omega\rho_0)^{0.5} = (\eta/2\pi f\rho_0)^{0.5}$  по [5, 48] ( $\delta$  — толщина акустического пограничного слоя,  $\omega = 2\pi f$ ). Согласно [31], должно выполняться условие (среда — вода,  $t = 20$  °С)  $2R > 5.6$  мкм при  $f = 1$  МГц и  $2R > 3.2$  мкм при  $f = 3$  МГц. В то же время  $R > 4.0$  мкм при  $f = 1$  МГц и  $R > 2.3$  мкм при  $f = 3$  МГц [5, 48]. В работе [49] получены выражения, позволяющие проводить расчет  $F_R$  численными методами при произвольных значениях параметров  $R/\delta$ ,  $R/\lambda$  и  $\delta/\lambda$ . Показано, что в ряде случаев (высоковязкая среда, большая плотность частиц, низкая частота) может наблюдаться обратное зависимости (изменение знака  $F_R$  и соответственно областей аккумуляции частиц) по сравнению с определяемыми по уравнению Кинга. Экспериментальная проверка адекватности предсказываемых теоретических результатов пока не проводилась. О необходимости учитывать влияние вязкости свидетельствуют результаты, полученные в работе [28]. Установлено, что при озвучивании круглых капилляров (диаметром 1–2 мм) концентрирование суспендированных латексных частиц с помощью УЗСВ ингибируется в растворах, содержащих белки. Этот эффект объясняют возникновением акустических течений, причем интенсивность и распространенность течений увеличивается с увеличением концентрации белка. Увеличение диаметра латексных частиц до 10 мкм приводит к быстрому расслаиванию в системе, но образовавшиеся стабильные агрегаты не удерживаются в зонах концентрирования против акустических течений, возникающих уже при концентрации альбумина порядка 1 %. Аккумуляция частиц латекса размером 1 мкм в узлах давления

может достигаться только при использовании квадратных капилляров (1 мм), в которых уменьшается интенсивность акустических течений. В то же время частицы SiO<sub>2</sub> расслаивались и при наличии акустических течений. Авторами сделан вывод, что в случае частиц субмикронного размера поведение частиц в УЗСВ зависит от геометрии и размеров камеры, состава среды, размера, плотности и сжимаемости частиц. Большую роль должна играть смачиваемость частиц [46]. Из приведенного выше материала следует, что не определены экспериментально и потому остаются неизвестными:

- верхние и нижние границы применимости выражения для  $F_R$  по размерам для разных по природе частиц и по концентрации дисперсной фазы;
- совместное влияние вязкости среды и размера частиц на величину и знак  $F_R$ ;
- степень влияния на знак и величину  $F_R$  гидрофильности и гидрофобности поверхности частиц, определяющих их смачиваемость.

При очень малых расстояниях между частицами или вблизи стенки становятся существенными силы взаимодействия между частицами и стенкой [5, 48]. Кроме того, характер распространения УЗ-волн и реальная геометрия поля в закрытых (ограниченных) объемах зависит от геометрических размеров и формы камеры, соотношения ширины камеры и длины волны звука, акустических свойств границ и стенок, способа передачи колебаний и эффективности акустического контакта [22, 29, 52–56]. Большое количество факторов, влияющих на геометрию и энергетические характеристики поля, значительно усложняет теоретические и экспериментальные исследования. Поэтому в последнее время при экспериментальных исследованиях получили большое распространение уже упомянутые выше "простые" полуволновые или одноволновые УЗ-камеры, рассчитываемые как многослойные резонаторные системы. Основные способы расчета резонаторных систем и способов поддержания оптимальных условий (параметров УЗСВ) подробно описано в работах [22, 29]. Таким образом, имеющиеся экспериментальные и теоретические данные позволяют формировать УЗСВ с заданными и варьируемыми характеристиками.

Взаимодействие частиц в УЗСВ зависит от свойств частиц (размеров, плотности, сжимаемости), местоположения и концентрации частиц, параметров поля [57]. В работе [57] рассмотрены силы взаимодействия между частицами, возникающие в условиях акустической левитации эритроцитов (комбинированное поле гравитации и УЗСВ), включающие: а) силы Бьеркнеса между сжимаемыми частицами; б) силы взаимодействия между двумя несжимаемыми сферами; в) дополнительные силы, возникающие при несколько от-

личающихся положениях частиц в первичном акустическом поле. В работе [29] приведено обобщенное уравнение для сил взаимодействия между частицами в УЗСВ, основанное на результатах, полученных в [57]:

$$F_i(x) = 4\pi R^6 \times \{ (1/6\rho_0 d^4)[(\rho - \rho_0)^2(3\cos^2\theta - 1)]v^2(x) - (1/9d^2)[\omega^2\rho_0(\beta - \beta_0)^2]p^2(x) \}, \quad (4)$$

где  $d$  — расстояние между центрами сфер;  $\theta$  — угол между линией, соединяющей центры частиц, и направлением распространения падающей звуковой волны;  $v(x)$  и  $p(x)$  — скорость и давление невозмущенного поля в месте расположения частиц. Под действием этих сил происходит образование кластеров частиц в плоскостях, расположенных в узлах или пучностях давления УЗСВ [29].

Форма взаимного расположения частиц при аккумуляции в узлах давления зависит от величины  $E$  [58] и, очевидно, от свойств частиц (поверхностный заряд, гидрофобность и т. д.). При увеличении  $E$  может происходить переход от хаотического расположения к строго линейным цепочкам, которые можно перемещать в поле с сохранением линейной структуры с помощью небольшого изменения частоты [58]. Теоретически и экспериментально показано, что в некоторых случаях может наблюдаться расщепление полос в зонах аккумуляции [58]. Кроме того, следует принимать во внимание возможность образования организованных структур частиц в слоях и существования равновесия порядок—беспорядок. Такие эффекты — переход от беспорядочного состояния к упорядоченному (вплоть до подавления броуновского движения) — наблюдались при исследовании монодисперсных латексов полистирола в отсутствие УЗСВ; степень проявления эффекта зависит от ионной силы среды и концентрации частиц [59].

### Процессы, влияющие на параметры разделения

Процесс ультразвукового разделения дисперсных систем может быть рассмотрен как сложный комплекс взаимно нейтральных и взаимно влияющих "элементарных" процессов (физических, гидродинамических и физико-химических).

В соответствии с их влиянием на ПР можно провести условное разделение "элементарных" процессов на нескольким основных групп.

**Основные процессы, влияющие на эффективность удерживания и разделительную способность:**

- Движение частиц в силовом поле УЗСВ к узлам/пучностям давления и удерживание в узлах/пучностях давления против потока, приводя-

щее к концентрированию частиц в этих зонах. Основными параметрами оптимизации (ОПО) являются  $E$ , скорость потока, профиль скорости и частота вынужденных колебаний. Последняя определяет число зон удерживания  $n = L/(\lambda/2)$ , где  $L$  — длина ячейки. Увеличение  $n$  уменьшает вероятность "проскока" удерживаемых частиц в результате случайных процессов: броуновского движения, колебаний скорости потока и энергии поля, концентрационной диффузии, инерционности и т. д.

- Образование слоев разной формы, или "столбиков", или кластеров, или сгустков частиц в УЗСВ. ОПО:  $E$ , соотношение поперечных размеров камеры и длины волны звука. Основные влияющие факторы (ОВФ): концентрация дисперсной фазы, свойства частиц (поверхностные, стерические, гидрофильность/гидрофобность).

- Перемещение частиц с потоком жидкости через свободные зоны и зоны уже аккумуляции частиц, которое (в зависимости от условий) может увеличивать/уменьшать эффективность удерживания, разделительную способность, изменять траекторию движения частиц, приводить к агрегации полидисперсных частиц или коагуляции дисперсной фазы, увеличивать адгезию. ОВФ: концентрация дисперсной фазы, скорость потока, коэффициент захвата, зависящий от траектории движения и свойств частиц.

**Паразитные процессы**, а priori искажающие картину УЗСВ и гидродинамические условия (кавитация, повышение температуры, крупномасштабные акустические течения, образование сгустков частиц с размерами  $\geq \lambda$ ). ОПО: повышение давления, системы охлаждения, геометрические размеры камеры,  $E$ , соотношение загружаемой пробы и концентрации дисперсной фазы.

**Процессы, которые могут оказывать разнонаправленное действие** на реальную разделительную способность и достоверность данных: мелко-масштабные акустические течения Рэлея и Шлихтинга, диффузионные и некоторые другие процессы. ОПО: интенсивность и структура течений, зависящая от  $E$ , геометрии и геометрических размеров камеры. ОВФ: структура агрегатов/кластеров, соотношение упорядоченного и хаотического распределения частиц в кластерах, свойства среды.

**Процессы, преимущественно влияющие на разделительную способность и достоверность данных:** процессы агрегации частиц, протекающие по разным механизмам; коагуляция; необратимые адсорбционные, абсорбционные, ионообменные процессы. В связи с особой важностью процессов агрегации, эти процессы должны быть рассмотрены более подробно.

Согласно существующим в настоящее время представлениям агрегация частиц происходит в основном за счет:

а) сближения частиц при увеличении их концентрации в зоне аккумуляции (увеличение вероятности контактных взаимодействий);

б) увеличения силы взаимодействия между частицами под действием вторичных радиационных сил, зависящих от плотности и сжимаемости среды и частиц, концентрации и локальных параметров поля;

в) гидродинамических сил.

Существующие описания механизмов агрегации частиц основаны на учете взаимодействия однородных клеток/частиц, что обусловлено основными направлениями практического применения УЗСВ — концентрированием биообъектов и разделением фаз дисперсных систем. В обоих случаях принципом оптимизации является выбор условий (параметров УЗСВ:  $E$ ,  $\nu$ , геометрии излучателя, геометрии поля), позволяющих добиться максимально возможных степени агрегирования и концентрирования. Увеличение агрегирования в этом случае способствует ускорению процесса концентрирования. Изучение процессов агрегирования в полидисперсных системах только начинается [27].

В то же время при использовании метода физических аналогий (процессы центрифугирования, седиментации) и при решении задачи фракционирования сложных природных (полидисперсных) систем следует принимать во внимание следующие механизмы:

а) увеличение числа столкновений из-за однонаправленного движения частиц разного размера с разными скоростями;

б) увеличение частоты лобовых столкновений в результате разнонаправленного движения частиц, имеющих факторы сжимаемости и плотности разного знака (или разного знака радиационной силы), а также столкновений между движущимися с потоком и удерживаемыми в УЗСВ частицами;

в) изменение площади поперечного сечения анизодиаметрических частиц в результате ориентированного эффекта УЗСВ и/или потока [60];

г) изменение поверхностных свойств частиц в результате разных скоростей движения частиц и среды (при удерживании частиц, ускорении или торможении частиц по отношению к потоку среды в УЗСВ) и наличии в составе последней ПАВ, гуминовых веществ и других соединений, необратимо сорбирующихся на поверхности;

д) быстрая коагуляция полидисперсных систем и анизодиаметрических частиц [60].

Вклад всех рассмотренных процессов зависит от концентрации, поверхностных свойств, стерических факторов, гидрофобности, параметров УЗСВ и поля потока.

### Основные направления развития и применения ПФПрПУЗ

Таким образом, можно констатировать явную недостаточность априорной информации, необходимой для разработки теории ПФПрПУЗ, оценки предельных ПР и выбора оптимальных условий фракционирования для широкого круга природных объектов. В то же время ценность рассматриваемого способа организации комбинированного поля заключается в том, что он позволяет проводить прямое последовательное изучение различных процессов, эффектов и условий на модельных и реальных объектах в "чистом" виде:

- расслаивания суспензий в статических условиях;
- распределения концентрации частиц в потоке при отсутствии УЗСВ;
- взаимодействия УЗСВ с потоком жидкой среды и суспензий трассерных частиц при разных свойствах потоков;
- обтекания средой квазинеподевижных частиц (разной природы, размеров, сжимаемости, формы), удерживаемых в УЗСВ при варьировании скорости, профиля скорости и параметров свойств потоков, а также свойств частиц (природы,  $R$ ,  $\rho$ ,  $c$ , формы, смачиваемости).

Метод ПФПрПУЗ позволяет значительно расширить области применяемых частот и исследуемых интервалов  $R$ , т. к. в отличие от расслаивания в "статических" условиях и ПФПП "доставка" частиц к зонам удерживания осуществляется не за счет силового действия УЗСВ, а с помощью потока. Это исключает (при использовании нижнего диапазона частот и малых  $R$ ) необходимость в увеличении времени озвучивания (как в "статическом" варианте) и увеличения длины камеры или уменьшения скорости потока (как в варианте ПФПП). Появляется также возможность оценить вклад броуновского движения в движение частиц субмикронного размера в УЗСВ и изучить концентрационную зависимость  $F_R$ .

Уникальность принципа ПФПрПУЗ, на наш взгляд, заключается, кроме того, в возможности создания условий "левитации" в различных зонах УЗСВ в соответствии с уравнением (2), но при целенаправленном выборе  $F_R < F_{Rm}$ . Таким образом, появляется возможность экспериментально определить зависимость степени агрегации от координат частиц в УЗСВ (локальных значений параметров  $p(x)$  и  $\nu(x)$ ) при варьировании состава сред, а также концентрации, природы, размера, плотности, сжимаемости, гидрофобности частиц.

Достоинством метода ПФПрПУЗ является возможность экспериментального исследования *in situ* процессов агрегации: удерживание в УЗСВ частиц с заданными поверхностными свойствами позволяет обеспечивать смену сред, как это пока-



зано в работе [17]. Таким образом, по изменению распределения частиц в зонах аккумуляции (или последовательно соединенных ячейках с разными параметрами УЗСВ и потока) можно оценить влияние на степень агрегации модельных частиц компонентов сред различной природы (ионов металлов, ПАВ, полимеров, коллоидных частиц и других веществ). Возможна также обратная постановка задачи: оценка влияния модельных сред с известными физико-химическим параметрами и составом на степень агрегации частиц с известными размерами и свойствами по результатам фракционирования.

Очевидно, что для изучения процессов агрегации, создания адекватного математического описания процессов (или проверки уже существующих моделей) и выбора оптимальных условий разделения применительно к реальным дисперсным системам необходим выбор модельных объектов и принципов построения модельных и контрольных систем — в зависимости от вида объектов. При решении задачи фракционирования природных вод предварительно должна быть проведена классификация природных вод по критериям (характеристикам дисперсных систем), учитывающим специфику метода УЗСВ. Основные характеристики: природа частиц (химический состав,  $c$ ,  $\rho$ ); диапазоны  $R$ ; абсолютная и относительная концентрация частиц (наиболее типичные фрактограммы); преобладающие формы частиц; предельные содержания органических веществ; наличие микроэмульсий, поверхностно-активных веществ, гуминовых веществ; предельные физико-химические характеристики сред (рН, ионная сила).

Помимо характеристик дисперсной фазы, важных для оценки степени агрегации, одной из основных количественных характеристик является газовое содержание природных вод. Эта характеристика напрямую связана с необходимостью предварительной обработки пробы или выбором условий разделения, предотвращающих появление и развитие кавитационных явлений, дегазацию среды и других нежелательных эффектов.

Учитывая специфику предлагаемого метода ПФПрПУЗ, в качестве сравнительных методов должны использоваться седиментационный анализ, центрифугирование (ультрацентрифугирование) и мембранная фильтрация.

Выбор последнего метода определяется тем, что мембранное фракционирование является одним из наиболее перспективных методов исследования природных вод, позволяющим строить системы непрерывного фракционирования компонентов дисперсной фазы природных вод на последовательно расположенных мембранах с уменьшающимся размером пор при замкнутых, разомкнутых и циклических схемах организации потоков

[61–63]. Выбор оптимальных схем организации потоков очень важен для сохранения природных равновесий в исследуемых пробах. Метод ПФПрПУЗ позволяет организовать процесс фракционирования по принципу, аналогичному принципу последовательной фильтрации при различных схемах организации потоков. Сопоставление результатов, полученных при исследовании модельных и контрольных дисперсных систем методом ПФПрПУЗ и сравнительными методами, позволит оценить характер и степень влияния на результаты фракционирования основных ПР, специфичных для УЗСВ, а также преимущества и недостатки ультразвукового метода.

## ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Решение многих экологических и технологических проблем невозможно без получения достоверной информации о формах существования загрязнителей в объектах окружающей среды, дисперсности и природе взвешенных частиц. Специфика аналитической задачи и объекта анализа предопределяет основные требования к методам фракционирования частиц: широкий динамический диапазон, мягкие условия разделения (не нарушающие природных равновесий), бесконтактность способов удерживания разделяемых частиц, минимизация контактов с материалами разделительных камер, возможность варьирования условий разделения адекватно физико-химическим свойствам частиц и матрицы, потенциальная зависимость основных параметров разделения не только от размеров, но и от природы частиц, возможность организации статических, проточных или циклических режимов фракционирования. Предлагаемая авторами статьи методология построения и применения разделительных систем на основе УЗСВ — при параллельном наложении акустического поля и потока — потенциально отвечает всем этим требованиям, т. к. позволяет создать непосредственно в анализируемом объекте уникальные объемные селективные ультразвуковые фильтры практически любой геометрии, позволяющие проводить фракционирование частиц по разным параметрам разделения, зависящим от размера, плотности и сжимаемости частиц.

Основными факторами, препятствующими разработке теории фракционирования и выбору оптимальных режимов процессов разделения применительно к таким объектам, как природные воды и биообъекты (микроорганизмы и др.), являются множественность процессов и явлений, возникающих в УЗСВ и комбинированных полях, а также недостаточность априорной информации. В частности, необходим выбор модельных объектов и принципов построения модельных и контрольных систем в зависимости от вида объекта. С этой

целью должна быть проведена классификация природных вод по критериям (характеристикам дисперсных систем), учитывающим специфику метода УЗСВ.

Возможность проведения экспериментальных исследований, необходимых для оптимизации условий фракционирования и получения новой информации, обеспечивает сам принцип ПФПрПУЗ, который позволяет

- осуществлять и исследовать физические, гидродинамические и физико-химические процессы

в чистом виде (расслаивание суспензии в статических условиях, обтекание средой квазинеподвижных частиц, удерживаемых в УЗСВ, взаимодействие УЗСВ с потоком среды при разных параметрах свойств потоков и т. д.);

- проводить последовательное "включение" взаимовлияющих "элементарных" процессов;
- определить влияние разных факторов на параметры разделения.

Работа выполнена при поддержке фонда РФФИ, грант № 05-03-33108.

#### СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. *Sollner K., Bondy C.* The mechanism of coagulation by ultrasonic waves // *Trans. Faraday Soc.* 1936. V. 32. P. 616–623.
2. *Burger F.J., Sollner K.* The action of ultrasonic waves in suspensions // *Trans. Faraday Soc.* 1936. V. 32. P. 1598–1603.
3. *King L.V.* On the acoustic radiation pressure on spheres // *Proc. Roy. Soc. London*, 1934. V. A147. P. 212–240.
4. *Yosioka K., Kawasima Y.* Acoustic radiation pressure on a compressible sphere // *Acustica*. 1955. V. 5. P. 167–173.
5. *Горьков Л.П.* О силах, действующих на малую частицу в акустическом поле в идеальной жидкости // *ДАН СССР*. 1961. Т. 140, № 1. С. 88–91.
6. *Tilley D., Coakley W.T., Gould R.K. et al.* Real time observations of polylysine, dextran and polyethylene glycol induced mutual adhesion of erythrocytes held in suspension in an ultrasonic standing wave field // *Eur. Biophys. J.* 1987. V. 14. P. 499–507.
7. *Bardsley D.W., Liddell J.E., Coakley W.T., Clarke D.J.* Electroacoustic production of murine hybridomas // *J. Immunol. Methods*. 1990. V. 129. P. 41–47.
8. *Блохин К.В., Волоцкий М.П., Гольдин Р.Б., Князьков Н.Н. и др.* Способ постановки серологической реакции. А.С. СССР, № 1208916. 1983.
9. *Князьков Н.Н., Курочкин В.Е.* Способ выявления иммуноактивных объектов. А.С. СССР, № 1250576. 1984.
10. *Князьков Н.Н., Курочкин В.Е., Панина Л.К.* Способ оценки реакции агглютинации. А.С. СССР, № 1304199. 1984.
11. *Князьков Н.Н., Курочкин В.Е.* Постановка иммунных реакций с использованием суспензий иммуносорбентов // *Бюлл. эксперим. биол. мед.* 1996. № 5. С. 568–570.
12. *Jepras R.I., Clarke D.J., Coakley W.T.* Agglutination of *Legionella pneumophila* by antiserum is accelerated in an ultrasonic standing wave // *J. Immunol. Methods*. 1989. V. 120. P. 201–205.
13. *Thomas N.E., Coakley W.T.* Measurement of antigen concentration by an ultrasound-enhanced latex immunoagglutination assay // *Ultrasound in Med. & Biol.* 1996. V. 22, N 9. P. 1277–1284.
14. *Ellis R.W., Sobanski M.A.* Diagnostic particle agglutination using ultrasound: a new technology to rejuvenate old microbiological methods // *J. Med. Microbiol.* 2000. V. 49. P. 853–859.
15. *Morgan J., Spengler J.F., Kuznetsova L. Coakley W.T. et al.* Manipulation of in vitro toxicant sensors in an ultrasonic standing wave // *Toxicology in Vitro*. 2004. V. 18. P. 115–120.
16. *Мирошников А.И., Фомченков В.М., Габуев Н.С., Чеканов В.А.* Разделение клеточных суспензий. М., 1977. 108 с.
17. *Князьков Н.Н., Шильников Г.В.* Ультразвуковое концентрирование клеток культур тканей // *Бюлл. эксперим. биол. и мед.* 1996. № 3. С. 312–314.
18. *Волоцкой М.П., Гаврилюк Б.К., Елецкий В.С., Князьков Н.Н.* Способ концентрирования частиц жидкой дисперсной системы. А.С. СССР, № 893880. 1980.
19. *Князьков Н.Н., Волоцкой М.П.* Использование ультразвука для концентрирования и разделения клеток в суспензии // Тезисы докладов симпозиума УБИОМЕД-V (Ультразвук в биологии и медицине). Пушкино, 1981. С. 174.
20. *Tolt T.L., Feke D.L.* Separation devices based on forced coincidence response of fluid-filled pipes // *J. Acoust. Soc. Am.* 1992. V. 91, N 6. P. 3152–3156.
21. *Coakley W.T.* Ultrasonic separations in analytical biotechnology // *Trends in Biotechnology*. 1997. V. 15. P. 506–511.
22. *Groschl M.* Ultrasonic separation of suspended particles. Part II. Design and operation of separation devices // *Acta acustica (Acustica)*. 1998. V. 84. P. 632–642.
23. *Coakley W.T., Hawkes J.J., Sobanski M.A. et al.* Analytical scale ultrasonic standing wave manipulation of cells and microparticles // *Ultrasonics*. 2000. V. 38. P. 638–641.
24. *Groschl M., Burger W., Handl B. et al.* Ultrasonic

- separation of suspended particles. Part III. Application in Biotechnology // *Acta acustica (Acustica)*. 1998. V. 84. P. 815–822.
25. Wang R.Y., Jarrat J.A., Keay P. et al. Development of an automated on-line analysis system using flow injection, ultrasound filtration and CCD detection // *Talanta*. 2000. V. 52. P. 129–139.
  26. Hawkes J.J., Coakley W.T. Force field particle filter, combining ultrasound standing waves and laminar flow // *Sensors and Actuators*. B: Chemical. 2001. V. 75. P. 213–222.
  27. Spengler J.F., Jekel M., Coakley W.T. Ultrasonic method for microscopic analysis of suspended particle aggregation and floc properties — new developments in the water industry // *Ultrasound in Environmental Engineering II* / Neis U. (Ed.). TU Hamburg: Hamburg Reports on Sanitary Engineering 35, 2002. P. 145–157.
  28. Sobanski M.A., Tucker C.R., Thomas N.E., Coakley W.T. Sub-micron particle manipulation in an ultrasonic standing wave: applications in detection of clinically important biomolecules // *Bioseparation*. 2001. V. 9. P. 351–357.
  29. Groschl M. Ultrasonic separation of suspended particles. Part I. Fundamentals // *Acta acustica (Acustica)*. 1998. V. 84. P. 432–447.
  30. Harris N.R., Hill M., Beeby S. et al. A silicon microfluidic ultrasonic separator // *Sensors and Actuators*. B: Chemical. 2003. V. 95. P. 425–434.
  31. Spengler J.F., Jekel M., Christensen K.T. et al. Observation of yeast cell movement and aggregation in a small-scale MHz- ultrasonic standing wave field // *Bioseparation*. 2001. V. 9. P. 329–341.
  32. Yasuda K., Umemura S.-I., Takeda K. Concentration and fractionation of small particles in liquid by ultrasound // *Jpn. J. Appl. Phys.* 1995. V. 34, Pt 1, N 5B. P. 2715–2720.
  33. Yasuda K., Umemura S.-i., Nakeda K. Particle separation using acoustic radiation force and electrostatic force // *J. Acoust. Soc. Am.* 1996. V. 99, N 4. Pt 1. P. 1965–1970.
  34. Masudo T., Okada T. Particle characterization and separation by a coupled acoustic-gravity field // *Anal. Chem.* 2001. V. 73. P. 3467–3471.
  35. Masudo T., Okada T. Ultrasonic radiation — novel principle for microparticle separation // *Anal. Sci.* 2001. V. 17, Supplement. P. i1341–i1344.
  36. Князьков Н.Н. Способ концентрирования суспензий. А.С. СССР, № 1264527. 1982.
  37. Семенов С.Н., Маслов К.И. Проточное фракционирование в поперечном силовом поле по плотности и адиабатической сжимаемости // *Ж. физ. химии*. 1987. Т. 61. С. 1394–1396.
  38. Semyonov S.N., Maslow K.I. Acoustic field-flow fractionation // *J. Chromatogr.* 1988. V. 446. P. 151–156.
  39. Mandralis Z., Bolek W., Burger W. et al. Enhanced synchronized ultrasonic and flow-field fractionation of suspensions // *Ultrasonics*. 1994. V. 32, N 2. P. 113–121.
  40. Maitz M., Trampler F., Groschl M. et al. Use of an ultrasound cell retention system for the size fractionation of somatic embryos of woody species // *Plant Cell Reports*. 2000. V. 19. P. 1057–1063.
  41. Gupta S., Feke D.L., Manas-Zloczower I. Fractionation of mixed particulate solids according to compressibility using ultrasonic standing wave fields // *Chem. Eng. Sci.* 1995. V. 50, N 20. P. 3275–3284.
  42. Берд Р., Стьюарт В., Лайтфут Е. Явления переноса. Пер. с англ. М.: Химия, 1974. 688 с.
  43. Протодьяконов И.О., Люблинская И.Е., Рыжков А.Е. Гидродинамика и массообмен в дисперсных системах жидкость—твердое тело. Л.: Химия, 1987. 336 с.
  44. Соу С. Гидродинамика многофазных систем. Пер. с англ. М.: Мир, 1971. 536 с.
  45. Справочник химика. 2-е изд. Т. 5. М.-Л.: Химия, 1966. 428 с.
  46. Применение ультразвука в медицине: Физические основы / Пер. с англ. под ред. К. Хилла. М.: Мир, 1989. 568 с.
  47. Соколов В.И. Центрифугирование. М.: Химия, 1976. 408 с.
  48. Barmatz M., Collas P. Acoustic radiation potential on a sphere in plane, cylindrical, and spherical standing wave fields // *J. Acoust. Soc. Am.* 1985. V. 77, N 3. P. 928–945.
  49. Doinikov A.A. Acoustic radiation pressure on a rigid sphere in a viscous fluid // *Proc. R. Soc. Lond. A*. 1994. V. 447. P. 447–466.
  50. Limaye M.S., Coakley W.T. Clarification of small volume microbial suspensions in an ultrasonic standing wave // *J. Appl. Microbiol.* 1998. V. 84. P. 1035–1042.
  51. Cousins C.M., Melin J.R., Venables W.A., Coakley W.T. Investigation of enhancement of two processes, sedimentation and conjugation, when bacteria are concentrated in ultrasonic standing waves // *Bioseparation*. 2001. V. 9. P. 343–349.
  52. Исакович М.А. Общая акустика. М.: Наука, 1973. 496 с.
  53. Скучик Е. Основы акустики. Т.1, 2. Пер. с англ. М.: Мир, 1976. 250 с. (Т.1).
  54. Лепендин Л.Ф. Акустика. М.: Высшая школа, 1978. 448 с.
  55. Whitworth G., Coakley W.T. Particle column formation in a stationary ultrasonic field // *J. Acoust. Soc. Am.* 1992. V. 91, N 1. P. 79–85.
  56. Whitworth G., Nyborg W.L. A rotating ultrasonic waveguide for studying acoustic radiation forces on particles // *J. Acoust. Soc. Am.* 1991. V. 90. P. 2091–2096.

57. *Weiser M.A.H., Apfel R.E.* Interparticle forces on red cells in a standing wave field // *Acustica*. 1984. V. 56. P. 114–119.
58. *Yasuda K.* Non-destructive, non-contact handling method for biomaterials in micro-chamber ultrasound // *Sensors and Actuators*. В: *Chemical*. 2000. V. 64. P. 128–135.
59. *Ревут Б.И.* Модельные исследования коллоидно-химических процессов водоподготовки // *Химия и технология воды*. 1990. Т. 12, N 11. С. 992–1016.
60. Наука о коллоидах. Т. 1. Необратимые системы / Под ред. Г.Р. Кройта. Пер. с англ. М.: ИЛ, 1955. 538 с.
61. *Шкинев В.М., Джераян Т.Г., Карандашев В.К. и др.* Мембранная фильтрация для непрерывного фракционирования частиц и макромолекул. Определение компонентов вод лечебных источников — аржаанов // *Журн. аналит. химии*. 2000. Т. 55, № 2. С. 153–160.
62. *Shkinev V.M.* On-line, multi-stage membrane systems for separating natural water components and suspended solid materials // *An International Newsletter Membrane Technology*. 2001. June. N 134. P. 8–10.
63. *Wennrich R., Mattusch J., Morgenstern H. et al.* Multi-elemental analysis in size fractions of fine-grained solid residue of ore grinding // *Intern. J. Environm. Anal. Chem.* 2000. V. 77, N 1. P. 63–74.

*Институт аналитического приборостроения РАН, Санкт-Петербург (Князьков Н.Н., Макарова Е.Д., Морев С.А.)*

*Институт геохимии и аналитической химии им. В.И. Вернадского РАН, Москва (Спиваков Б.Я., Шкинев В.М.)*

Материал поступил в редакцию 28.12.2005.

## METHODOLOGICAL BASIS OF THE STANDING WAVE ULTRASONIC FIELD APPLICATION FOR THE FLOW FRACTIONATION OF THE PARTICLES OF DIFFERENT NATURE

**N. N. Knyazkov, E. D. Makarova, S. A. Morev,  
B. Ya. Spivakov\*, V. M. Shkinev\***

*Institute for Analytical Instrumentation RAS, Saint-Petersburg*

*\*Vernadsky Institute of Geochemistry and Analytical Chemistry RAS, Moscow*

A brief review is presented; the main features of the standing wave ultrasonic field (USSW) application for the disperse systems fractionation are considered. The description of a new principle of flow fractionation system design — the superposition of the standing wave ultrasonic field in parallel with the flow direction is given. The possibilities are considered of its application to investigating and fractionating particles of different nature in biological samples and water. The main processes affecting the efficiency of fractionation and being the subject of calculation and investigation in designing and modeling the flowing fractionating systems have been determined.