

МИНИСТЕРСТВО ОБРАЗОВАНИЯ И НАУКИ РОССИЙСКОЙ ФЕДЕРАЦИИ
ФЕДЕРАЛЬНОЕ ГОСУДАРСТВЕННОЕ АВТОНОМНОЕ ОБРАЗОВАТЕЛЬНОЕ
УЧРЕЖДЕНИЕ ВЫСШЕГО ОБРАЗОВАНИЯ «НОВОСИБИРСКИЙ НАЦИОНАЛЬНЫЙ
ИССЛЕДОВАТЕЛЬСКИЙ ГОСУДАРСТВЕННЫЙ УНИВЕРСИТЕТ»

Физический факультет

Кафедра общей физики

Литвинова Дарья Владиславовна

КУРСОВАЯ РАБОТА

**ИССЛЕДОВАНИЕ ВЛИЯНИЯ МАГНИТНОГО ПОЛЯ НА ПОТОК КОЛЛОИДНОЙ
ЖИДКОСТИ В МИКРОКАНАЛЬНОЙ СИСТЕМЕ**

Электромагнитный практикум, 2 курс, группа №20306

Научный руководитель:

к.ф-м.н. А.Ю. Кравцова

Оценка научного руководителя

«_____» _____ 20__ г.

Преподаватель практикума

к.ф-м.н. Е.И. Солдаткина

Оценка преподавателя практикума

«_____» _____ 20__ г.

Куратор практикума:

к.т.н. В.Т. Астрелин

Итоговая оценка

«_____» _____ 20__ г.

Новосибирск 2021

Оглавление

Введение	3
Экспериментальная установка и методика измерения	7
Магнитное поле.	9
Результаты экспериментальных исследований	12
Выводы	15
Список литературы	16

Введение

Одной из актуальных проблем современной медицины и фармакологии является низкая селективность лекарственных средств. Вводимые в организм стандартными способами лекарства распределяются в нем почти равномерно, проникая во многие органы и ткани. Согласно имеющимся сведениям лишь 1% введенной дозы доходит до клеток, которые нуждаются во вмешательстве лекарственных средств. В силу распределения введенной дозы по всему организму, фармакологическое вещество не достигает своих биологических целей в необходимой терапевтической концентрации. Это вынуждает использовать дозы, сильно превышающие теоретически рассчитанные. При попадании в нецелевые клетки лекарства могут вызвать побочные эффекты [1].

Применение физических факторов в транспорте лекарств является решением вышеперечисленных проблем. Помимо непосредственной доставки препарата к клеткам, использование целевых транспортных методов поможет сократить расход фармакологических веществ и улучшить естественное распределение лекарств, вводимых в организм общепринятыми способами.

Прежде всего, речь должна идти о коллоидных жидкостях с магнитными наночастицами, управление которыми осуществляется с помощью физических методов. Материалом для получения этих наночастиц служат оксиды железа Fe_3O_4 или $\gamma\text{-Fe}_2\text{O}_3$. Магнитные наночастицы имеют размеры 15-75 нм и при их стабилизации сохраняются от 2 до 5 лет [1]. Ферромагнитные жидкости обладают высокой магнитной проницаемостью в тысячи и даже десятки тысяч раз большей магнитной проницаемости неферромагнитных веществ, и хорошо притягиваются к магнитам и электромагнитам. Благодаря неинвазивной природе магнитных полей ферромагнитными жидкостями можно манипулировать внутри микрофлюидных каналов для более глубокого

понимания движения жидкости в каналах различной геометрии до их применения в живых организмах с помощью внешних магнитов, которые не находятся в прямом контакте с жидкостью. Феррожидкости - это особый класс магнитных жидкостей, представляющих собой стабильные коллоидные суспензии магнитных наночастиц в немагнитной жидкости-носителе, обладающие магнитными и жидкостными свойствами [2].

В последнее десятилетие движение ферромагнитных жидкостей в микрофлюидных системах активно исследуется. Так, в работе [3] обнаружили, что эффективность смешивания феррожидкости и воды под воздействием постоянного магнита может достигать более 90%, в то время как эффективность смешивания только за счет диффузии в том же микроканале всегда была ниже 15%. Этот метод увеличения эффективности смешивания имеет большое преимущество по сравнению с другими методами благодаря тому, что он не сопровождается потерями энергии и не требует выделения тепла.

Капли феррофлюидной жидкости могут быть созданы в микроканальных системах с помощью обычных методов образования капель при неравных входных расходах в Т-образном канале, спроектированном таким образом, что два входных канала располагаются под углом 180° друг к другу и выходной канал подсоединяется к ним под углом 90° , как показано на Рис. 1.

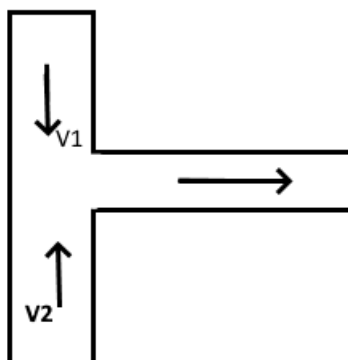


Рис 1. Т-образный микроканал

После чего созданными каплями несмешивающихся жидкостей можно управлять с помощью внешних магнитных полей. Тан и Нгуен [4] изучали образование капель феррожидкости в микроканале Т-формы в присутствии магнитного поля, создаваемого маленьким круглым постоянным магнитом. Они обнаружили, что в отсутствие магнитного поля размер капли изменяется линейно с расходом непрерывной фазы. Размещение магнита перед Т-образным каналом приводит к образованию более крупной капли, поскольку магнитная сила притягивает появляющуюся каплю назад, задерживая ее распад. Размещение магнита ниже по потоку имело противоположный эффект - ускорение дробления капель. Таким образом, было показано, что в присутствии магнитного поля размером капли в несмешивающихся жидкостях можно управлять с помощью напряженности магнитного поля и положения магнита, однако вопрос управления движением феррофлюидной жидкости, смешивающейся с несущей фазой, остается открытым.

Более того, одним из основных преимуществ ферромагнитных жидкостей является их возможность изменять свои свойства при воздействии на них магнитных полей, однако после помещения жидкостей в безмагнитное пространство свойства ферромагнитной жидкости полностью

восстанавливаются. Данное свойство жидкости может быть эффективно использовано и в фармакологии и медицине, особенно при работе с микроскопическими объектами и транспортными системами сложной геометрии. Однако, понимание принципов движения феррофлюидных жидкостей в различных по составу несущих фазах в каналах малого размера, исследование влияния магнитного поля на поток коллоидной жидкости, изучение количественного распределения частиц феррофлюидной жидкости в магнитном поле и без являются актуальными задачами.

Целью работы являлось экспериментальное исследование потока ферромагнитной жидкости в канале микроразмера, находящемся в магнитном поле и без него.

Задачи исследования:

1. Изучение устройства экспериментального стенда
2. Проработка концепции и создание магнитного поля вблизи рабочего участка
3. Измерение изменения магнитной индукции постоянного магнита с расстоянием
4. Анализ влияния магнитного поля на гидродинамику микрофлюидной жидкости в микроканальной системе
5. Исследование движения коллоидной жидкости в микрофлюидной системе конфигурации Tesla-micromixer-M4 с Y-образным входом без внешнего магнитного поля при различных числах Рейнольдса
6. Изучение влияния магнитного поля на поток феррофлюидной жидкости и дистиллированной воды при их подаче в разные входные каналы
7. Сопоставление полученных экспериментальных результатов

Экспериментальная установка и методика измерения

Экспериментальное исследование движения коллоидной жидкости-жидкости в микросистеме проводилось с использованием инвертированного биологического микроскопа МИБ-Л производства г. Санкт-Петербург с набором объективов x4, x10, x20, x40, люминесцентного осветителя и камеры ximea xiC (размер матрицы – 2048x2048 пикселей, оснащена КМОП (комплементарный металл оксид полупроводник) матрицами Sony Pregius™, которые обеспечивают съемку с разрешением от 2,3 Мпикс с частотой кадров 165 к/с до 12 Мпикс при 31 к/с, отличается высокой скоростью передачи данных) с объективом Nikon NDPL-1(2X) с двухкратным увеличением. Фотография экспериментального стенда представлена на Рисунке 2.



Рис. 2 Фотография экспериментального стенда

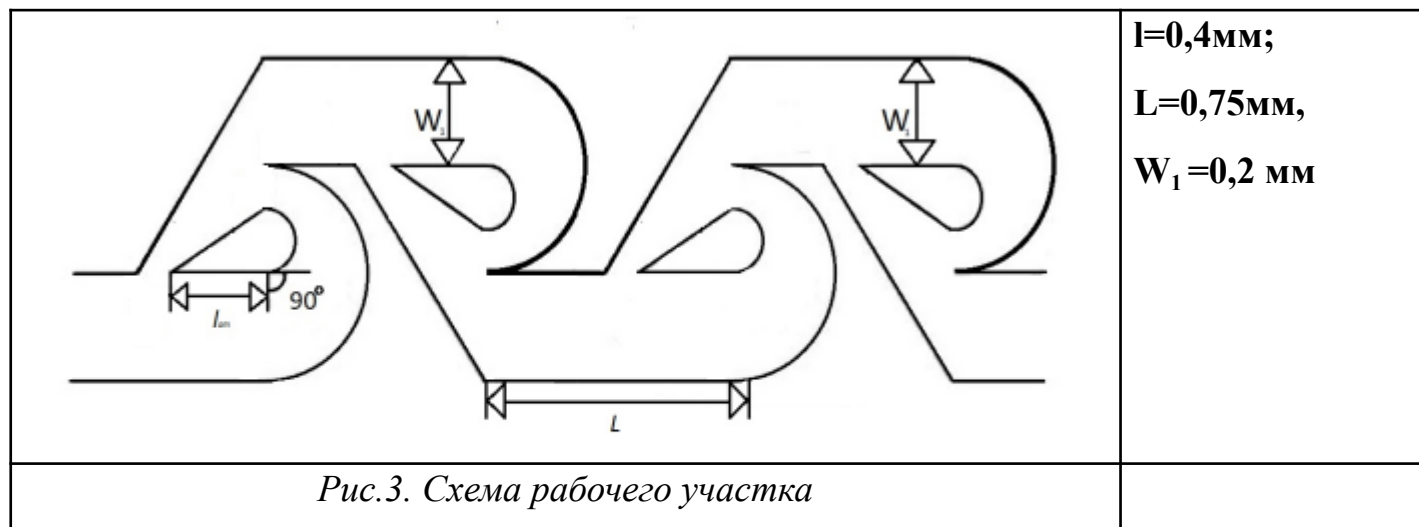
Микроканальная система представляет собой микроканал конфигурации tesla micromixer M-4 (Рис. 3) с Y-образным входом. Входные каналы имеют прямоугольную форму в своем сечении высотой 400 мкм, глубиной 80 мкм. Рабочий участок имеет два входных канала и один отводящий. В подводящие каналы подаются две жидкости из разных шприцов объемом 20 мл и диаметром 19,1 мм, которые подключаются к насосам Cole-Parmer EW-74905-39 (номинальный расход 88,4 мл/мин). Насосы осуществляют постоянный расход объема жидкости, таким образом создавая одинаковое давление в двух подводящих микроканалах. В эксперименте расход подаваемых жидкостей варьировался в пределах от 0,02 до 1 мл/мин. В один из подводящих каналов подается дистиллированная вода, в другой канал поступает медицинская ферромагнитная жидкость, предназначенная для транспортировки и удержания лекарств в живом организме. Состав ферромагнитной жидкости в процентном соотношении: дистиллированная вода - 43%, оксид железа - 27%, масло органическое - 18%, стабилизатор органический - 12%. Плотность ферромагнитной жидкости при 20° С приблизительно 1,13 г/см³. Кинетическая вязкость ферромагнитной жидкости при 20° С составляет 1,02 сСт и является практически равной кинематической вязкости для дистиллированной воды при той же температуре. Таким образом, число Рейнольдса определяется как

$$\Re = \frac{QD_r}{\nu A},$$

где A - площадь сечения канала, Q - объемный расход воды, D_r - гидравлический диаметр, ν - кинематическая вязкость. В эксперименте числа Рейнольдса варьировались в диапазоне от 10 до 120. Гидравлический диаметр для канала

прямоугольного сечения вычисляется по формуле, где P - периметр входного участка канала, глубина канала составляет 80 мкм, ширина 400 мкм:

$$D_r = \frac{4 \cdot A}{P}$$



Экспериментальное исследование движения жидкости в микроканальной системе проводилось как в магнитном поле, так и без него.

Магнитное поле

Создание магнитного поля вблизи микрофлюидной системы связано с рядом физических ограничений, таких как размер исследуемой области течения, наличие предметного столика микроскопа и конфигурация измерительной системы. Поэтому на первом этапе выполнения курсовой работы был проведен анализ источников магнитного поля и показано, что исследование влияния магнитного поля на гидродинамику течения магнитной жидкости в каналах микроразмера лучше всего проводить с использованием постоянного магнита.

На следующем этапе производился выбор конфигурации и силы магнитного поля. Установлено, что оптимальное расположение постоянного магнита находится на расстоянии от 2 до 8 см от исследуемого объекта, что позволяет не

перекрывать оптический тракт микроскопа и проводить качественные измерения. Далее был выбран тип постоянного магнита – шайба, благодаря аксиально симметричному магнитному полю. А также подобрана оптимальная сила сцепления и величина индукции магнитного поля.

Таким образом, магнитное поле создавалось аксиальным неодимовым магнитом (из сплава материалов неодим, железо, бор – NdFeB) N45 формой шайбы и размерами высота 30 мм, диаметр 50 мм, с рабочей температурой до 80°C. Сила сцепления 108,5 кг.

Магнит устанавливается на расстоянии 1,5 см от микроканала. Магнитное поле на рабочем участке канала можно считать постоянным, однако оно не является однородным, так как не выполняется условие $\sqrt{S} \gg a$, a - расстояние до магнита от рабочего участка, S - площадь поверхности магнита. Магнитный поток Φ через микроканал не меняется.

$$\frac{d\Phi}{dt} = 0$$

Магнитные линии направлены не строго перпендикулярно вертикальной стенке каналов, как показано на рисунке 5.

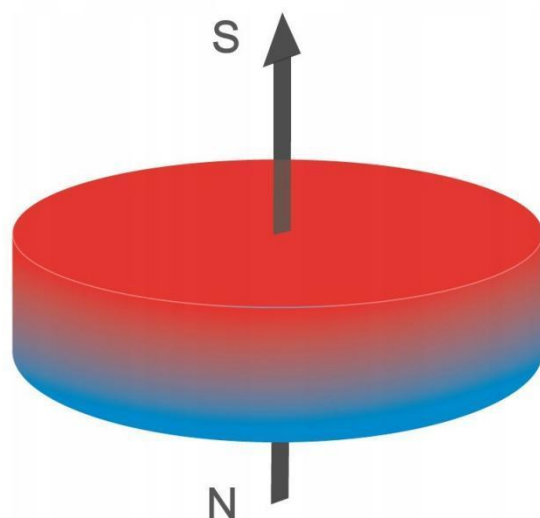


Рис. 4. Магнитное поле постоянного магнита.

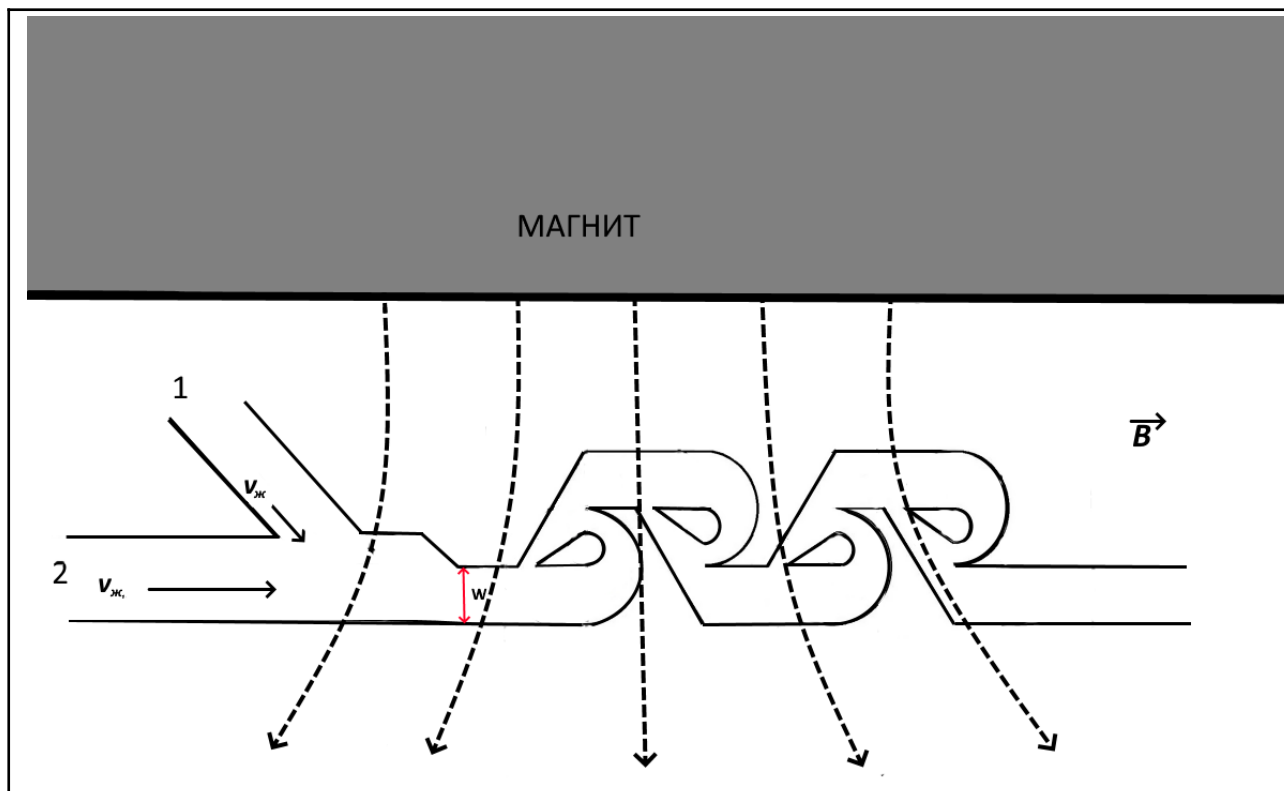


Рис 5. Схема распространения магнитного поля вблизи рабочего участка. Гидравлический диаметр вычислялся по параметрам участка, выделенного красным

Магнитная индукция постоянного магнита была измерена при подготовке курсовой работы. С увеличением расстояния от поверхности магнита магнитная индукция уменьшается. График зависимости магнитной индукции постоянного магнита от расстояния приведен на рисунке 6. При измерении магнитной индукции на поверхности получаем значение 0,4 Тл. Аппроксимируется экспонентой.

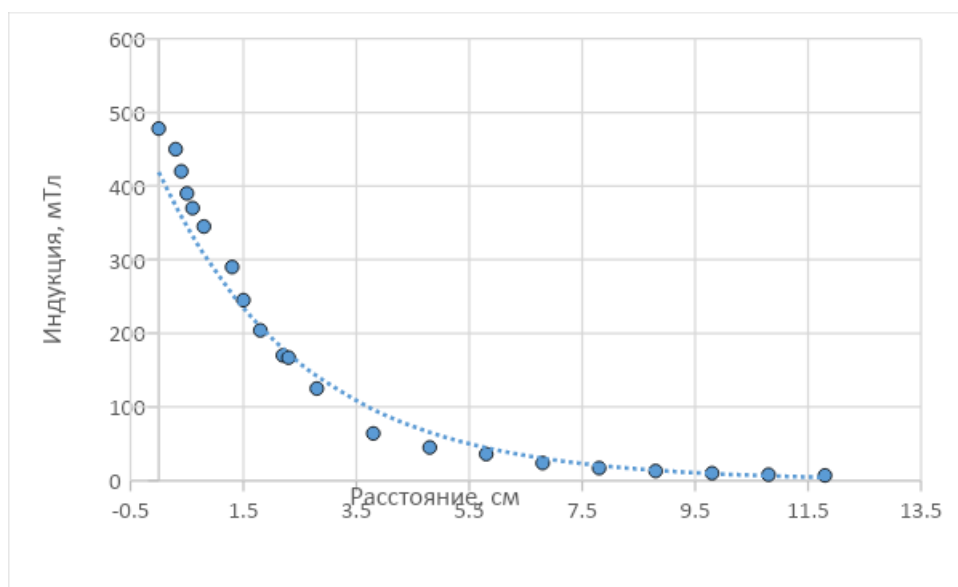


Рис. 6. График зависимости магнитной индукции постоянного аксиального магнита от расстояния.

Обработка экспериментальных данных и основные результаты

Ферромагнитная жидкость - это раствор наночастиц с ферромагнитными свойствами в немагнитной жидкости-носителе. Однако сами ферромагнитные жидкости проявляют суперпарамагнитные свойства. Намагничиваемые частицы таких жидкостей малы, следовательно имеют один магнитный домен.

В отсутствие внешнего магнитного поля \mathbf{B} магнитные моменты отдельных молекул парамагнетиков ориентированы равновероятно по всем направлениям в пространстве. Результирующий средний магнитный момент парамагнетика равен нулю. Поведение намагниченности однодоменных частиц в термодинамическом равновесии во всех полях идентично поведению атомного парамагнетизма, за исключением того, что развивается чрезвычайно большой магнитный момент. Из этого следует, что суперпарамагнетики имеют большую магнитную восприимчивость. В зависимости от ориентации магнитного момента атом будет иметь различную магнитную энергию:

$$U = - (m, B) = mB \cos \alpha,$$

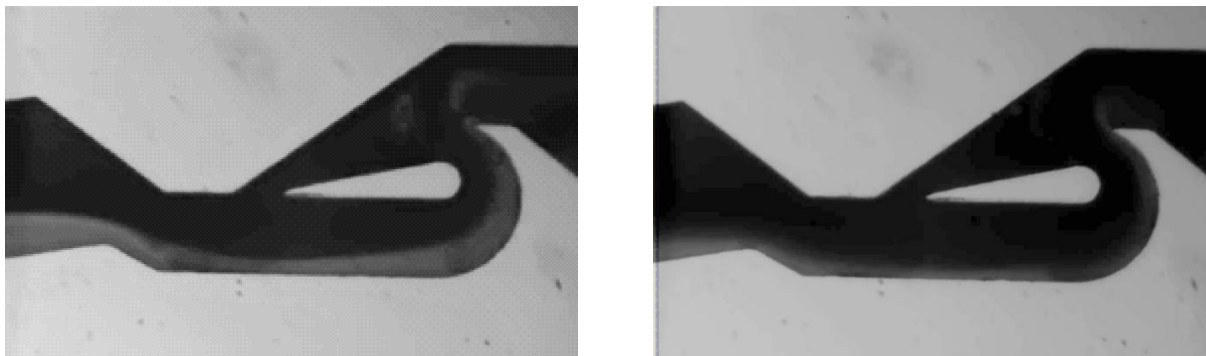
где α — угол между направлением магнитного момента m и вектором магнитного поля B .

Частицы покрывают поверхностно активными веществами, чтобы они не слипались и не объединялись в кластеры под воздействием Ван дер Ваальсовых сил (сил взаимодействия между частицами). Частицы все время находятся во взвешенном состоянии и не оседают под воздействием сил тяжести [2]. Температура жидкости составляла менее 30 градусов цельсия, тем самым не достигая температуры 323К, при которой магнитные свойства жидкости теряются и, тем более, не достигает критической температуры Кюри оксида железа Fe_2O_3 , равной 510-585 К [5].

Экспериментальные исследования движения ферромагнитной жидкости-жидкости в микроканале геометрии Тесла М-4 были проведены как при наличии магнитного поля, так и без него. На Рисунке 7а представлен характерный режим течения жидкостей внутри канала без магнитного поля при входных расходах 0,8 мл/мин. При этом ферромагнитная жидкость подавалась в канал №1, а дистиллированная вода в канал №2. Как можно видеть, ферромагнитная жидкость, имеющая черную окраску на фотографии, распространяется на расстояние 320 мкм, составляющее примерно 80% от характерной ширины канала, и граница раздела между двух жидкостей достаточно четко видна.

При воздействии магнитного поля на поток жидкостей наблюдается расширение межфазной границы, выделенной темно-серым цветом (Рис. 7б). В силу того, что магнитные линии направлены не строго перпендикулярно вертикальной стенке канала, наблюдается увеличение эффективности смешивания на границе раздела жидкостей, как получалось в экспериментах

[3]. Также можно заметить смещение ферромагнитной жидкости по глубине канала и притяжение к магниту в верхней области канала.

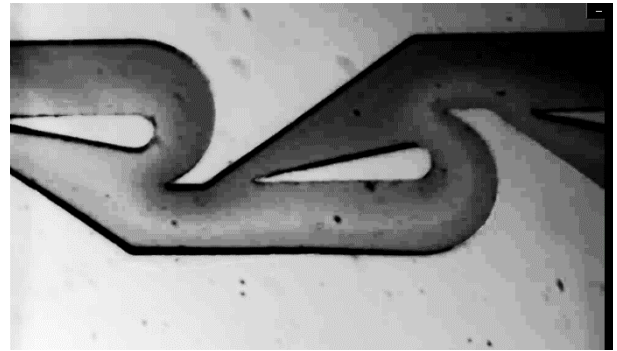


а) без воздействия магнитного поля, б) под воздействием магнитного поля

Рис. 7. Движение магнитной жидкости и дистиллированной воды в канале при объемном расходе и числе Рейнольдса соответственно $Q=0,8$ мл/мин,

$$Re=92,625$$

Также в работе были проведены экспериментальные исследования влияния магнитного поля при подаче ферромагнитной жидкости во входной канал №2 и дистиллированной воды в канал №1. Характерный реализующийся в микроканале режим течения в безмагнитном пространстве представлен на Рисунке 8а. Расход жидкостей составляет 0,7 мл/мин. Можем наблюдать четкую межфазную границу и режим течения схожий с режимом, представленным на Рисунке 7а. Однако при появлении магнитного поля происходит значительное изменение гидродинамики течения. Ферромагнитная жидкость начинает течь уже не вдоль нижней относительно рисунка стороны канала, а пересекает рабочий участок и примагничивается к противоположной стороне микроканала, ближней к источнику магнитного поля. Граница раздела в обоих опытах значительно размывается, что также было показано в работе [3].



а) без воздействия магнитного поля б) под воздействием магнитного поля

*Рис. 8. Движение воды и ферромагнитной жидкости в канале $Q=0,7$ мл/мин,
 $Re=85,5$*

Выводы

В ходе выполнения работы была произведена проработка концепции и дальнейшее создание магнитного поля вблизи микроканальной системы, так для того, чтобы иметь возможность проведения оптических измерений качественных и количественных характеристик потока.

Проведено измерение характеристик магнитного поля постоянного неодимового магнита.

Проведено экспериментальное исследование гидродинамики течения ферромагнитной жидкости-жидкости в микроканальной системе конфигурации Tesla-micromixer-M4 с Y-образным входом в магнитном поле и без него. При исследовании влияния магнитного поля на поток коллоидной жидкости было обнаружено, что феррочастицы хорошо намагничиваются вдоль магнитных линий под воздействием магнитного поля, что увеличивает смешиваемость жидкостей и позволяет контролировать движение феррожидкости в каналах сложной конфигурации.

Список литературы

1. Улащик В.С. Направленный транспорт лекарственных средств и лечебные физические факторы /Улащик В.С.//Вопросы курортологии, физиотерапии и лечебной физической культуры. – 2014.– №6.–С. 52-61.
2. Thomee E. MAGNETIC FLUIDS AND MICROFLUIDICS: A SHORT REVIEW //MAMI URL: <https://mami.u-strasbg.fr/index.php/magnetic-fluids-and-microfluidics-a-short-review> / (дата обращения: 18.11.21).
3. Tsai T., Liou D-S, Kuo L., Chen P.-H. Rapid mixing between ferro-nanofluid and water in a semi-active Y-type micromixer. Sensors and Actuators A: Physical, 2009.153(2): p. 267-273
4. Tan S.-H. and Nguyen N-T. Yobas L. and Tae G, K., Formation and manipulation of ferrofluid droplets at a microfluidic T -junction. Journal of Micromechanics and Microengineering, 2010.20(4): p. 045004.
5. Tronc E., Chane'ac C., Jolivet J. P., and Greneche J. M., Spin collinearity and thermal disorder in $-\text{Fe}_2\text{O}_3$ //J. Appl. Phys. 98, 053901 (2005)