

УДК 537.63, 532.542

**А.В. Минаков^{1,2}, Д.В. Гузей^{1,2}, В.А. Жигарев¹, М.И. Пряжников^{1,2},
А.А. Шебелева¹**

¹*Сибирский Федеральный Университет*

²Институт теплофизики им. С.С. Кутателадзе СО РАН

ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНОЕ ИССЛЕДОВАНИЕ ТРАНСПОРТА МАГНИТНЫХ НАНОЧАСТИЦ В КРУГЛОМ МИНИКАНАЛЕ В ПОСТОЯННОМ МАГНИТНОМ ПОЛЕ

Проведено экспериментальное исследование осаждения наночастиц в круглом канале в постоянном магнитном поле. В экспериментах изучена динамика роста отложений наночастиц на стенках канала в зависимости от числа Рейнольдса и напряженности магнитного поля. Проведено исследования влияния магнитного поля на величину перепада давления для различных чисел Рейнольдса. Впервые получены характерные профили зон отложений наночастиц, определены размеры области отложений и скорость их образования в зависимости от числа Рейнольдса и напряженности магнитного поля и времени.

Ключевые слова: магнитные наночастицы, магнитная сепарация, перепад давления, точечная доставка, транспорт наночастиц, магнитное поле.

ВВЕДЕНИЕ

Одним из перспективных направлений в лечении онкологических заболеваний может стать применение магнитных наночастиц [1-6]. Сущность данного подхода заключается в том, что магнитные наночастицы размерами 5-100 нм вводятся в кровотоки и с помощью внешнего магнитного поля концентрируются в опухоли. Далее, либо с помощью лазерного излучения, либо переменного электромагнитного поля, осуществляют нагрев (гипертермия) наночастиц в опухоли. Это приводит к гибели раковых клеток. При этом здоровым клеткам наносится минимальный вред. В настоящее время в многочисленных экспериментах на животных и людях была подтверждена эффективность данного подхода в лечении онкологических заболеваний [5-6].

Кроме того, интенсивно развиваются исследования по точечной доставке лекарственных средств в пораженный орган с помощью магнитных наночастиц [7-11]. В отличие от традиционных методов лечения, при которых для создания необходимой концентрации лекарства в нужном месте необходимо принимать его в очень больших дозах, отравляя остальной организм, точечный подход предполагает создание высоких концентраций лечящего вещества только в пораженных тканях. Так, например, в работе [11] показано, что таким способом в экспериментах на животных удалось повысить концентрацию лечящего вещества в 60 раз по сравнению с традиционной лекарственной терапией.

Эти исследования в настоящий момент находятся на самом переднем крае медицинской науки, и поэтому существует очень много нерешенных проблем и вопросов, связанных с механизмами переноса, концентрированием и нагревом наночастиц в жидкостях и тканях, их управлением под действием внешних электромагнитных полей. Таким образом, исследование транспорта и концентрирования наночастиц в каналах и пористых средах, имитирующих сосуды и ткани, является крайне актуальным исследованием.

Транспортом наночастиц в магнитном поле в каналах интенсивно занимались большое количество зарубежных исследователей [12-16]. В основном эти исследования имеют расчетный характер. Систематических экспериментальных исследований транспорта магнитных наночастиц в каналах нет.

В данной работе проведено экспериментальное исследование осаждения магнитных наночастиц в круглом канале, в постоянном магнитном поле. Целью данных исследований являлось выяснение влияния числа Рейнольдса и интенсивности магнитного поля на динамику осаждения частиц и величину потерь давления в канале.

1. Описание эксперимента.

Типичная постановка исследований транспорта наночастиц в магнитном поле [5-6] показана на рис. 1. Установка по исследованию представляет собой цилиндрический канал, выполненный из стекла, с внутренним диаметром 6 мм и длиной 50 см. Трубка с помощью шлангов соединена насосом с емкостью с жидкостью. Снизу к стеклянной трубке подносится постоянный неодимовый магнит, размерами 50x10x30 мм, по осям x , y , z , соответственно (см.рис. 1). Трубка располагается вдоль средней линии боковой поверхности магнита, размерами 50x30 мм, параллельно оси x . По трубке прокачивалась дистиллированная вода с наночастицами. Частицы взаимодействовали с магнитным полем и осаждались на стенке трубки. Для прокачки жидкости

использовался шестерёнчатый насос WT30001JA. Приводы насоса обеспечивают возможность перекачивания различных жидкостей с расходом от 85.7 до 2571.4 мл/мин. Исследования проведены в диапазоне чисел Рейнольдса от 1200 до 7100. Число Рейнольдса определялось по формуле $Re = \rho U d / \mu$, где μ – коэффициент вязкости жидкости, U – среднерасходная скорость; d – диаметр трубки.

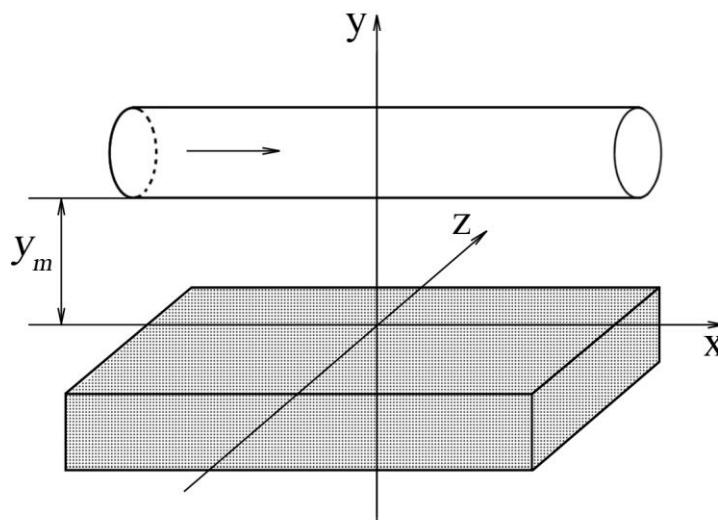


Рисунок 1. Схема эксперимента.

Для измерения перепада давления использовался ПД200-ДД преобразователь дифференциального давления. Расход контролировался при помощи турбинного минирасходомера YF-S201, который предварительно был откалиброван.

Исследование процесса осаждения частиц проводилось для ферромагнитной жидкости на основе воды с частицами Fe_3O_4 . Концентрация частиц была очень низкая и была равна $10^{-4}\%$ по массе. Таким образом, полученная жидкость являлась практически прозрачной.

Исследование влияния магнитного поля на перепад давления проводилось для ферромагнитной наножидкости с объемной концентрацией частиц Fe_3O_4 равной 0,125%.

В работе были рассмотрены наночастицы размером 50 нм. Нанопорошки были приобретены у ОАО “Плазмотерм” (Москва). Измерение распределения наночастиц по размерам уже непосредственно в жидкости было проведено с помощью прибора CPS Disk Centrifuge DC24000.

Для приготовления наножидкостей применялся стандартный двухшаговый метод. Необходимое количество порошка добавлялось в жидкость, после чего полученная суспензия тщательно механически перемешивалась. Чтобы разрушить

конгломераты наночастиц, суспензии подвергались обработке в ультразвуковой ванне “Сапфир ТЦ-10338” в течение 45 мин.

Вязкость приготовленной наножидкости была измерена с помощью ротационного вискозиметра Brookfield DV2T с адаптером для малой вязкости ULA(0). Погрешность измерения коэффициента вязкости была не выше 2%.

Рассматривалось постоянное магнитное поле, создаваемое неодимовым магнитом. Распределение индукции магнитного поля в центральной поперечной плоскости X-Y магнита приведено на рис. 2. Видно, что вблизи поверхности магнита поле достигает величины порядка 0.3 Тл. Поле измерено с помощью миллитесламетра ТПУ.

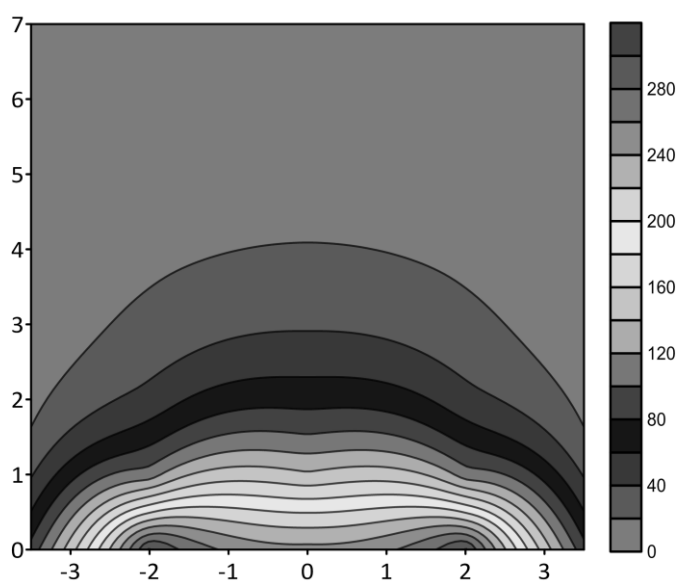


Рисунок 2. Измеренная магнитная индукция в центральной поперечной плоскости магнита (в мТл).

Для фиксации процесса осаждения частиц по трубке в постоянном магнитном поле использовалась высокоскоростная камера Optronic CR3000x2.

2. Результаты экспериментов.

В ходе экспериментов варьировался расход жидкости и индукция магнитного поля. Было проведено две серии измерений. Первая серия была проведена с целью исследования влияния магнитного поля на формирование осаждения частиц с течением времени. Жидкость прокачивалась с постоянным расходом, значение которого соответствовало числу Рейнольдса $Re=1200$. Было рассмотрено три варианта положения магнита y_m (см. рис.1.): непосредственно под трубкой $y_m=0$ мм, ниже трубки на $y_m=14$ мм и $y_m=28$ мм. Измерения показали, что такие положения магнита

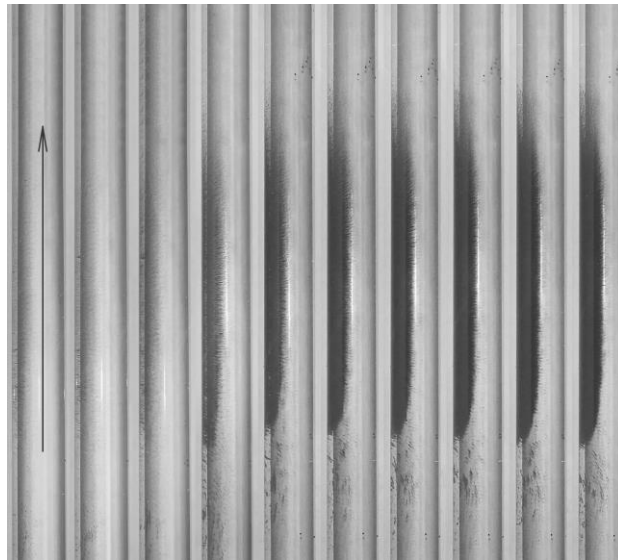
обеспечивают магнитную индукцию в точке А, лежащей на внутренней на стенке трубки (см . рис.1), значения которой приведено в табл. 1.

Таблица 1. Зависимость индукции от расстояния магнита от трубки

y_m , мм	B, мТл
0	325
14	140
28	55

Результаты исследования представлены в виде последовательных кадров (через каждые 10 с) на рис. 3. Течение жидкости направлено снизу-вверх. Магнит расположен слева от рисунков. Как видно, положение магнита оказывает существенное влияние на динамику и форму отложений наночастиц. При максимально близком положении магнита $y_m=0$ форма отложений симметрична относительно центральной поперечной плоскости магнита (см. рис. 3а). Формирование отложений происходит однородно по всей ширине области отложений. Высота отложений достигает примерно половины диаметра канала. Анализ динамики формирования отложений показывает, что форма отложений продолжает меняться примерно в течение 100 с. После этого устанавливается динамическое равновесие между осаждением и уносом частиц, и форма отложений стабилизируется.

При удалении магнита от канала форма отложений становится несимметричной (см. рис. 3б). Процесс роста отложений происходит неоднородно. Рост отложений начинается в головной части, лежащей вверх по потоку. Вниз по потоку концентрация частиц заметно снижается. Хорошо заметно, что с ослаблением поля высота и особенно ширина осадений значительно снижается.



а)



б)

Рисунок 3. Динамика осаждения наночастиц в магнитном поле для $Re=1200$ при различном положении магнита $y_m=0$ (а) и $y_m=28$ мм (б).

На рис. 4 приведено сравнение установившейся формы отложений при разном положении магнита относительно трубки при $Re=1200$ через 100 с после начала осаждения частиц. Помимо изменения размера и формы отложений, при уменьшении индукции магнитного поля происходит смещение области отложений вниз по потоку.

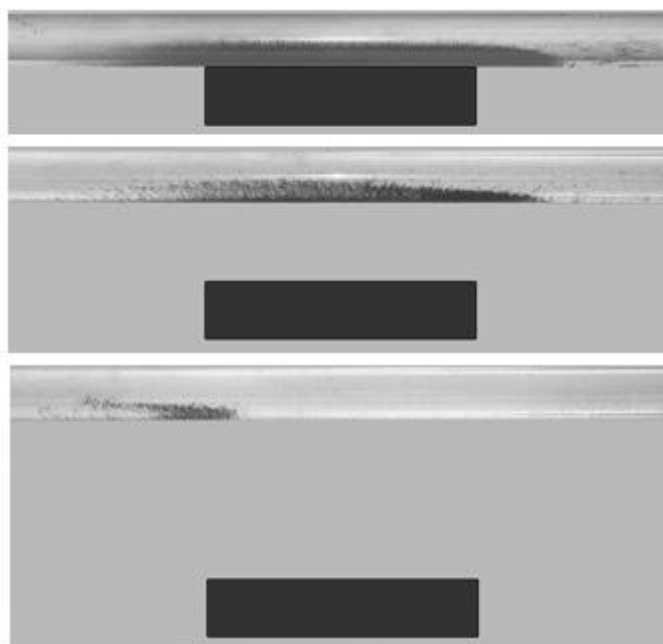


Рисунок 4. Осаждение частиц при разном положении магнита ($t=100$ с; $Re=1200$)
 верхний - $y_m=0$ мм, средний $y_m=14$ мм, нижний - $y_m=28$ мм.

В качестве количественной характеристики была рассмотрена площадь поперечного сечения отложений. Для обработки изображений и вычисления площади отложений была написана специальная программа, которая подсчитывала количество пикселей, занятых наночастицами. На рис. 5а показана зависимость площади поперечного сечения отложений от времени и положения магнита. Установившееся от времени значение площади поперечного сечения отложений приведено в табл. 2. Уменьшение индукции магнитного поля в 5.9 раз (см. табл. 1) приводит к уменьшению площади поперечного сечения в 4 раза.

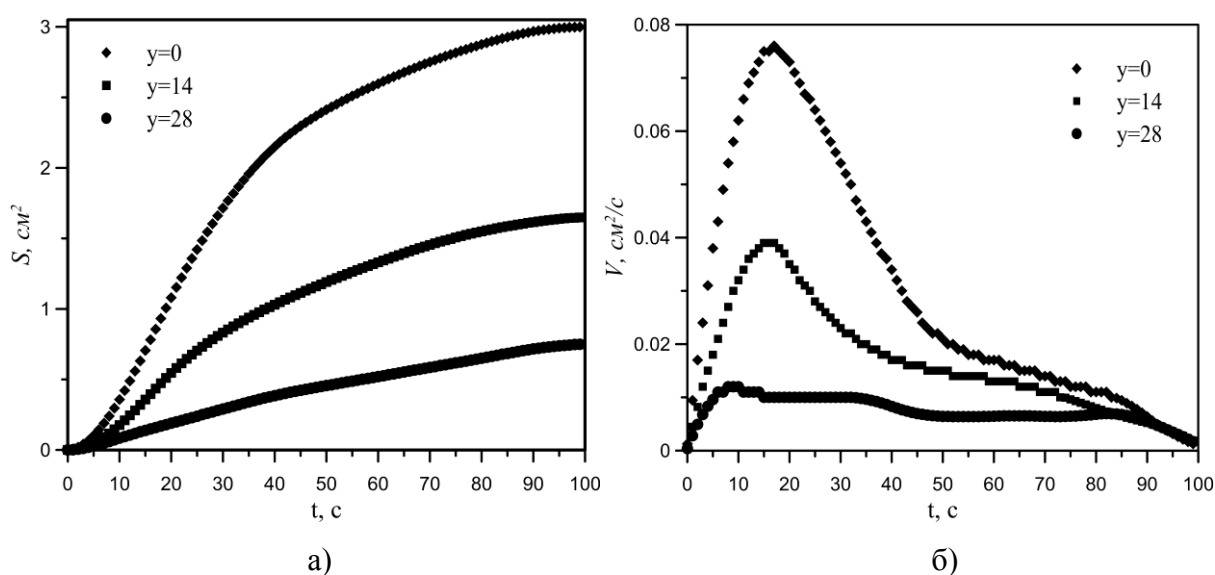


Рисунок 5. Зависимость площади поперечного сечения отложений от времени (а) и скорости роста отложений при разном положении магнита для $Re=1200$ (б).

Таблица 2. Зависимость площади поперечного сечения отложений от расстояния магнита от трубки

y_m , мм	S , мм ²
0	3.01
14	1.65
28	0.75

На рис. 5б представлена зависимость скорости роста отложений dS/dt от времени. Как видно, скорость роста отложений существенно зависит от времени и положения магнита. В начале скорость роста отложений быстро увеличивается, достигая максимума за время примерно 17с., а затем монотонно снижается. При удалении магнита скорость роста отложений также снижается. Так, скорость роста отложений при $y_m=0$ примерно в 8 раз больше, чем при $y_m=28$ мм и в два раза больше, чем при $y_m=14$ мм. С уменьшением магнитного поля скорость роста отложений достигает своего максимума за меньшее время.

Кроме визуализации потока, проведено исследование влияния магнитного поля, на перепад давления в канале. Информация о величине перепада давления также очень важна для вопросов практического применения концентрирования наночастиц в каналах с помощью магнитного поля. Были проведены исследования влияния постоянного магнитного поля на величину перепада давления в микканале. Данные измерения проведены для наножидкости с концентрацией частиц $\varphi=0.125\%$. Эксперименты проведены для числа Рейнольдса равного 2000. Как и для визуализации было рассмотрено три варианта положения магнита y_m непосредственно под трубкой $y_m=0$ мм, ниже трубки на $y_m=14$ мм и $y_m=28$ мм. В результате экспериментов установлено, что магнитное поле оказывает существенное влияние на перепад давления в трубке. Так в частности, для концентрации частиц 0,125% при повышении индукции магнитного поля с 55мТл до 325мТл перепад давления повышается в 1,8 раза. График зависимости величины перепада давления в канале от времени, при разных значениях индукции магнитного поля представлен на рис. 6. При это повышение происходит не мгновенно. В зависимости от режима оно продолжается в течении 50-100с. По длительности это соответствует времени образованию отложений из наночастиц, которые визуалью хорошо наблюдаются. Очевидно, что с уменьшением магнитной индукции перепад давления при течении в нем магнитной наножидкости снижается.

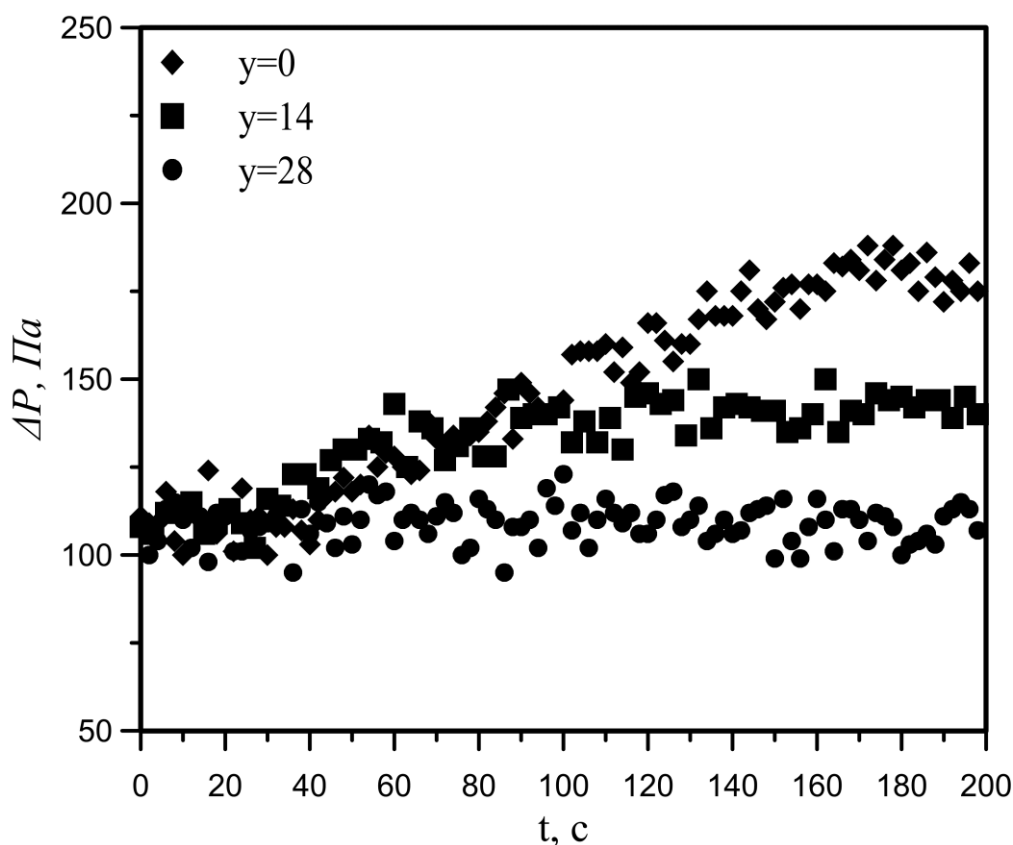


Рисунок 6. Перепад давления от времени при различном значении индукции магнитного поля для $Re=2000$ и концентрации частиц $\phi=0.125\%$.

Вторая серия экспериментов была проведена для изучения влияния расхода жидкости на форму осаждения частиц по трубке. Магнит был расположен непосредственно под трубкой ($y_m=0$ мм). Были рассмотрены пять значений расходов жидкости с наночастицами. Эти расходы соответствуют следующим числам Рейнольдса: 1200; 2810; 4220; 5760; 7145. Более высокие значения числа Рейнольдса не встречаются в кровеносных потоках. На рис. 7 представлены фотографии формирования осаждения частиц при разном числе Рейнольдса. Как видно, значение числа Рейнольдса оказывает значительное влияние на форму и размер, образующихся отложений. Сопоставление установившейся формы отложений при различных числах Рейнольдса можно видеть на рис. 8. При увеличении числа Рейнольдса течение значительно усложняется. Взаимодействие магнитного поля с отложениями частиц приводит к образованию зоны рециркуляции потока за отложениями. Наличие зон рециркуляции потока за отложениями хорошо заметно по траекториям отдельных магнитных кластеров из наночастиц. С увеличением числа Рейнольдса меняется форма вихревой области у стенки канала. Вместе с ней меняется и форма отложений.

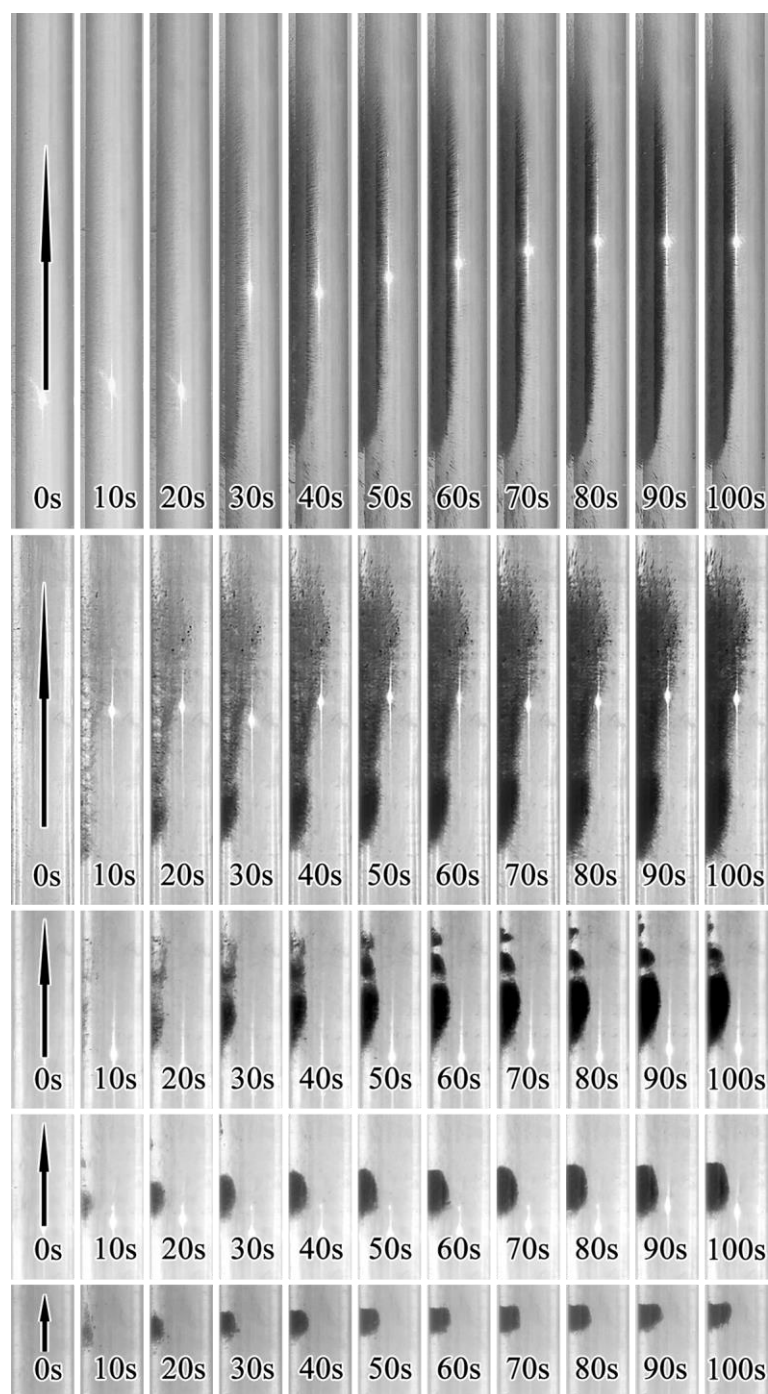


Рисунок 7. Динамика осаждение частиц в постоянном магнитном поле при разных числах Re , сверху вниз: 1200; 2810; 4220; 5760; 7145; ($y_m=0$ мм).

Видно, что конечная ширина зоны отложений формируется достаточно быстро, примерно в течение 10-20 с. В то время как высота отложений продолжает меняться значительно дольше (около 80 с.), особенно при больших значениях числа Рейнольдса.

С увеличением скорости потока действие магнитной силы по сравнению с силами инерции ослабевают. Это хорошо видно по уменьшению размера зоны отложений, а также по траекториям отдельных магнитных кластеров. При увеличении числа Рейнольдса все больше частиц уносятся потоком. Размер зоны отложений сильно

уменьшается. При этом в эксперименте при значении числа Рейнольдса равного 4220, зона отложений разбивается на несколько частей. Отложения состоят из оптически плотной головной части и разреженных частей вниз по потоку, которые вероятнее всего связаны с зонами рециркуляции, образующимися в этих местах. При дальнейшем увеличении числа Рейнольдса хвостовая часть отложений срывается и остается только плотная головная часть. При дальнейшем увеличении скорости потока размер отложений значительно уменьшается, и положение области отложений сильно смещается вниз по потоку. Нагляднее всего это видно на рис. 8. Смещение зоны отложений при увеличении расхода является очень важным обстоятельством, которое необходимо при точечной доставке наночастиц к пораженным органам и тканям.

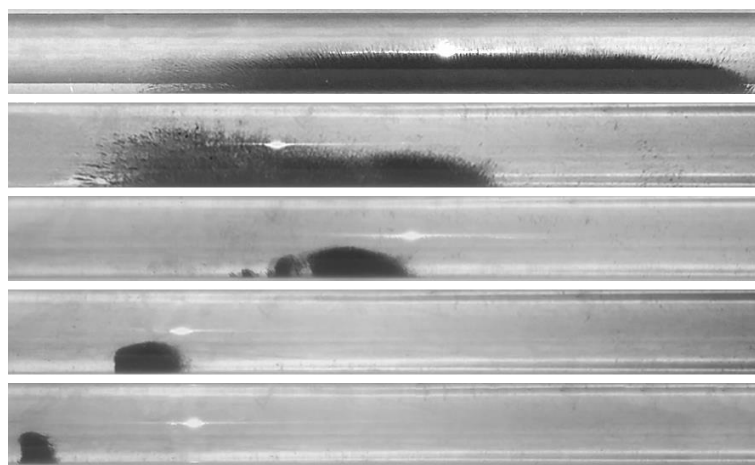


Рисунок 8. Установившаяся форма осаждения частиц при различных значениях числа Re , сверху вниз: 1200, 2810, 4220, 5760, 7145.

На рис. 9 представлена динамика изменения площади поперечного сечения отложений (а) и скорость их роста от времени (б) при разных значениях числа Рейнольдса. Видно, что при больших значениях числа Рейнольдса установившиеся размеры зоны отложений формируются примерно в течении 40-50 с. В то время как при меньших значениях числа Рейнольдса, отложения продолжают расти в течение более чем 100 с. Скорость роста отложений монотонно уменьшается с уменьшением числа Рейнольдса (см. рис. 8б). Для всех рассмотренных значений числа Рейнольдса скорость роста отложений имеет максимум по времени. Время наступления этого максимума меняется с увеличением числа Рейнольдса примерно с 17 с до 7 с.

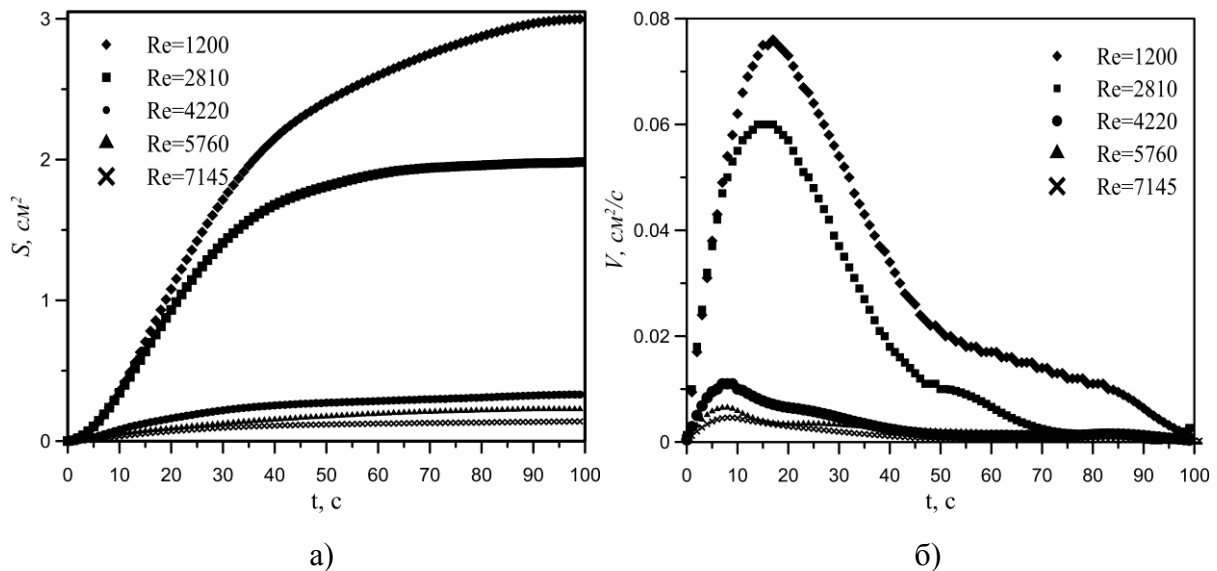


Рисунок 9. Зависимость площади поперечного сечения отложений (а) и скорости роста отложений (б) от времени при различных значениях числа Рейнольдса.

С увеличением числа Рейнольдса площадь поперечного сечения отложений наночастиц значительно уменьшается, это показано на рис.10. При увеличении числа Рейнольдса с 1200 до 7145 поперечная площадь отложений уменьшается более чем в 10 раз. Также хорошо заметно резкое падение площади поперечного сечения отложений при переходе от ламинарного к турбулентному течению. Судя по фотографиям на рис. 7, наиболее значительно с увеличением числа Рейнольдса изменяется длина зоны осаждения. Она уменьшается с $L=7d$ при $\text{Re}=1200$ до $L=0.5d$ при $\text{Re}=7145$ (здесь d -диаметр канала).

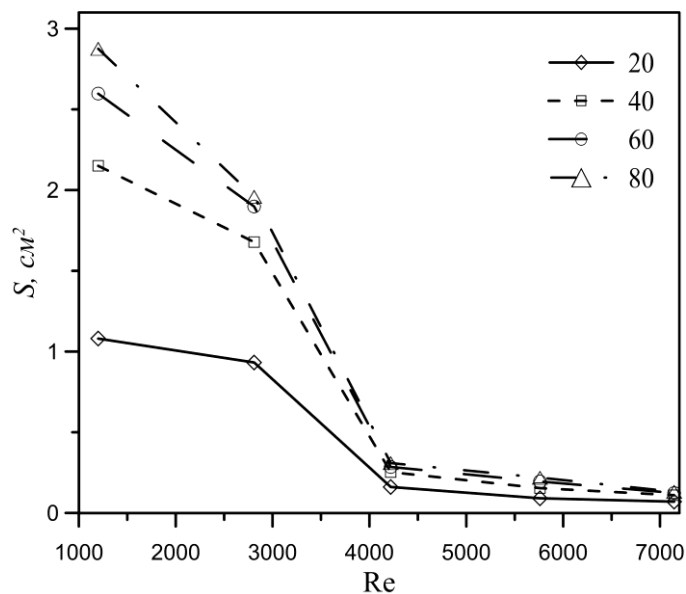


Рисунок 10. Зависимость площади поперечного сечения отложений от числа Рейнольдса в различные моменты времени.

Проведено исследование влияния магнитного поля на перепад давления в канале при различных значениях расхода наножидкости. Полученные зависимости перепада давления от времени для различных значений числа Рейнольдса представлены на рис. 11. Здесь действие магнитного поля начинается через 30с от начала отчета. Обнаружено влияние числа Рейнольдса на величину повышения перепада давления под действием магнитного поля. Действие магнитного поля на перепад давления оказывается существенно сильнее для малых значений числа Рейнольдса. Так, например, для концентрации частиц 0,125% и индукции магнитного поля 0,325мТл при числе Рейнольдса 2000 перепад давления повышается в 1,8 раза, в то время как для числа Рейнольдса 5000 в 1,38 раза. С уменьшением концентрации наночастиц влияние магнитного поля ослабевает. Результаты визуальных наблюдений позволили установить, что основная причина повышения перепада давления при течении магнитных наножидкостей в постоянном магнитном поле это локальные гидравлические сопротивления, образуемые отложениями наночастиц в местах установки магнитов. С увеличением числа Рейнольдса толщина отложений уменьшается, и как следствие, действие магнитного поля на перепад давления в канале также ослабевает.

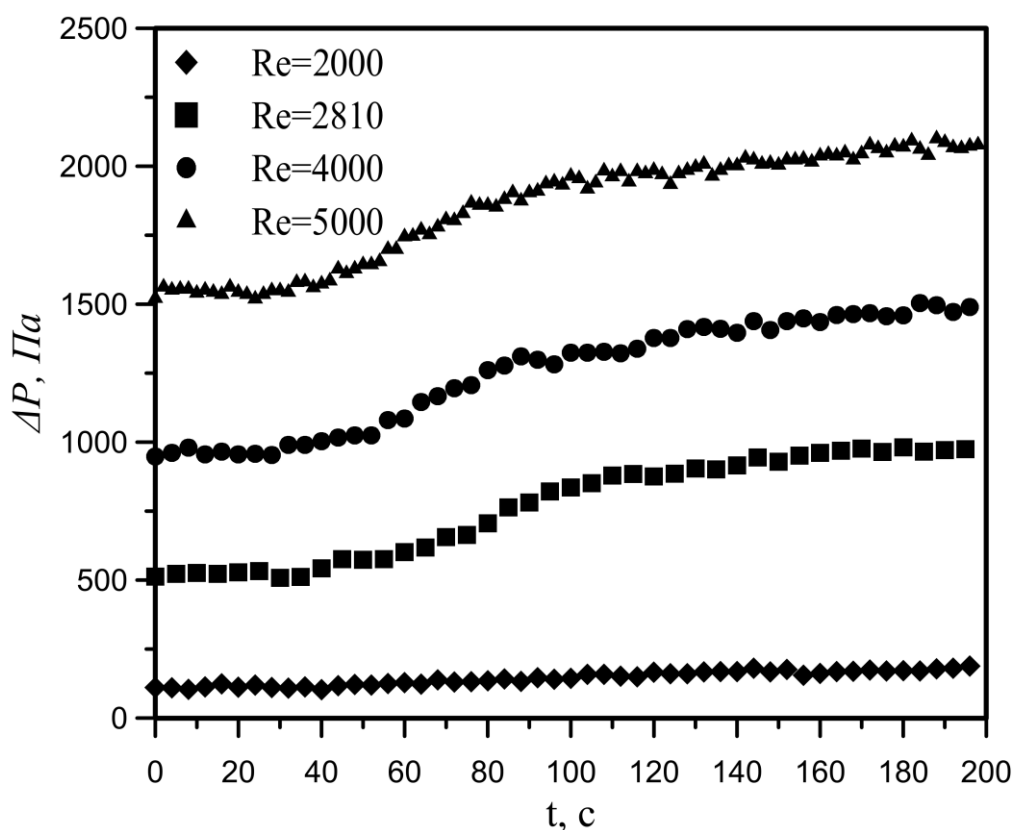


Рисунок 11. Перепад давления от времени при разных числах Рейнольдса для концентрации частиц $\varphi=0.125$ % и индукции магнитного поля 325мТл. Магнит установили под трубкой вовремя равное 30с.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Проведено экспериментальное исследование транспорта наночастиц в постоянном магнитном поле. В качестве наночастиц использовались частицы оксида железа Fe_3O_4 . Массовая концентрация частиц варьировалась от $10^{-4}\%$ до $0,125\%$. Средний размер наночастиц был равен 50 нм. Число Рейнольдса варьировалось в диапазоне от 1200 до 7145. Значение магнитной индукции в месте осаждения наночастиц варьировалось от 55 до 325 мТл. Проведено исследование влияния магнитного поля на величину перепада давления при различных числах Рейнольдса для объемной концентрации частиц $0,125\%$.

В результате экспериментов установлены зависимости размеров, формы и положения отложений наночастиц в канале от времени, положения магнита и числа Рейнольдса. Получены значения скорости роста отложений. Показано, что формирование отложений происходит неоднородно. Скорость роста отложений в начальный момент увеличивается, а далее монотонно снижается с течением времени. Показано, что максимум скорости роста отложений сдвигается в сторону больших времен с уменьшением числа Рейнольдса и увеличением индукции магнитного поля. Сама скорость роста отложений значительно увеличивается и с увеличением индукции магнитного поля, и с увеличением числа Рейнольдса. Показано существенное смещение области осаждения наночастиц относительно края магнита вниз по потоку с увеличением числа Рейнольдса и ослабеванием магнитного поля.

В результате экспериментов установлено, что магнитное поле оказывает существенное влияние на перепад давления в трубке. При этом повышение происходит не мгновенно. В зависимости от режима оно продолжается в течении 50-100с. По длительности это соответствует времени образования отложений из наночастиц

Показано, что с увеличением числа Рейнольдса действие магнитного поля, при постоянном значении индукции магнитного поля, на перепад давления значительно ослабевает.

Полученные данные могут быть полезны при разработке методик точечной доставки лекарств и лечения онкологических заболеваний с помощью магнитных наночастиц.

В дальнейшем планируется развить данную работу на исследование транспорта магнитных наночастиц в пористых средах, имитирующих ткани и органы, а также исследование гипертермии наночастиц.

Работа выполнена в рамках гос. задания Министерства Образования и Науки РФ Сибирскому федеральному университету в 2017 году (проект №16.8368.2017/БЧ), а также при частичной финансовой поддержке финансовой поддержке РФФИ, Правительства Красноярского края, Красноярского краевого фонда науки в рамках научного проекта № 16-48-243061.

ОБОЗНАЧЕНИЯ

P – давление, Па;

U – среднерасходная скорость в канале смешения, м/с;

u_m – расстояние от магнита до трубки, мм;

d – диаметр, м;

t – время, с;

μ – динамическая вязкость, Па \times с;

ρ – плотность, кг/м³;

φ – объемная концентрация наночастиц;

Re – число Рейнольдса;

S – площадь поперечного сечения отложений, см²;

V – скорость роста отложений, см²/с.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. **Steiniger S.C., Kreuter J., Khalansky A.S., Skidan I.N., Bobruskin A.I., Smirnova Z.S., Severin S.E., Uhl R., Kock M., Geiger K.D., Gelperina S.E.** Chemotherapy of glioblastoma in rats using doxorubicin-loaded nanoparticles. *Int. J. Cancer*. 2004. Vol. 109. № 5. Pp. 759–767.
2. **Arko L., Katsyv I., Park G.E., Luan W.P., Park J.K.** Experimental approaches for the treatment of malignant gliomas. *Pharmacol. Ther.* 2010. Vol. 128. № 1. Pp. 1–36.
3. **Gleich B., Hellwig N., Bridell H., Jurgons R., Seliger C., Alexiou C., Wolf B., Weyh T.** Design and evaluation of magnetic fields for nanoparticle drug targeting in cancer, *IEEE Trans. Nanotechnol.* 2007. Vol. 6. № 2. Pp.164–170.
4. **Pankhurst Q.A.** Applications of magnetic nanoparticles in biomedicine. *J. Phys. D Appl. Phys.* 2003. Vol. 36. № 13. P. 167.
5. **Thiesen B., Jordan A.** Clinical applications of magnetic nanoparticles for hyperthermia, *Int. J. Hyperthermia*. 2008. № 24. Pp. 467–474.
6. **Lubbe A.S., Bergemann C., Riess H., Schriever F., Reichardt P., Possinger K., Matthias M., Dorken B., Herrmann F., Gurtler R., Hohenberger P., Haas N., Sohr R., Sander B., Lemke A.J., Ohlendorf D., Huhnt W., Huhn D.** Clinical experiences with magnetic drug targeting: a phase I study with 4'-epidoxorubicin in 14 patients with advanced solid tumors. *Cancer Res*. 1996. Vol. 56. № 20. Pp. 4686–4693.
7. **Dobson J.** Magnetic nanoparticles for drug delivery. *Drug Dev.Res.* 2006. Vol. 67. № 1. Pp. 55–60.
8. **Voltairas P.A., Fotiadis D.I., Michalis L.K.** Hydrodynamics of magnetic drug targeting, *J. Biomech.* 2002. Vol. 35. № 6. Pp. 813–821.
9. **Liu H.D., Xu W., Wang S.G., Ke Z.J.** Hydrodynamic modeling of ferrofluid flow in magnetic targeting drug delivery. *Appl. Math. Mech.-Engl. Ed.* 2008. Vol. 29. № 10. Pp. 1341–1349.
10. **Matthews B.D., LaVan D.A., Overby D.R., Karavitis J., Ingber D.E.** Electromagnetic needles with submicron pole tip radii for nanomanipulation of biomolecules and living cells, *Appl. Phys. Lett.* 2004. Vol. 85. Pp. 2968–2970.
11. **Gulyaev A.E., Gelperina S.E., Skidan I.N., Antropov A.S., Kivman G.Y., Kreuter J.** Significant transport of doxorubicin into the brain with polysorbate 80-coated nanoparticles. *Pharm. Res.* 1999. Vol. 16. № 10. Pp. 1564–1569.

12. **Saud A., Khashan Haik Y., Elnajjar E.** Cfd simulation for biomagnetic separation involving dilute suspensions. *The canadian journ. of chemical engineering*. 2012. № 90. Pp. 1450-1456.
13. **Haverkort J.W., Kenjeres S., Kleijn C.R.** Computational Simulations of Magnetic Particle Capture in Arterial Flows. *Annals of Biomedical Engineering*. 2009. Vol. 37. № 12. Pp. 2436–2448.
14. **Debarun D., Marwan F. Al-Rjoub, Rupak K. Banerjee.** Enhanced Capture of Magnetic Microbeads Using Combination of Reduced Magnetic Field Strength and Sequentially Switched Electroosmotic Flow, A Numerical Study. *Journal of Biomechanical Engineering*. 2015. Vol. 137. 051008-3.
15. **Quanliang C., Xiaotao H., Liang L.** Numerical analysis of magnetic nanoparticle transport in microfluidic systems under the influence of permanent magnets, *J. Phys. D: Appl. Phys.* 2012. № 45. P. 12.
16. **Lunoo T., Puangmali T.** Capture Efficiency of Biocompatible Magnetic Nanoparticles in Arterial Flow: A Computer Simulation for Magnetic Drug Targeting. *Nanoscale Research Letters*. 2015. № 10. P. 426.