



Течение эмульсий и крови в микроканалах различной конфигурации¹

Ахметов А.Т.* , Рахимов А.А.* , Валиев А.А.* , Нигматзянова Р.Р.**

*Институт механики им. Р.Р. Мавлютова УНЦ РАН, Уфа

**ГБОУ ВПО БГМУ Минздрава РФ, Уфа

Приведены результаты гидродинамических исследований с прямыми и обратными эмульсиями, биологической дисперсией — человеческой кровью в микроканалах, полученных как традиционными способами, так и с использованием методов мягкой фотолитографии. Показано, что общим свойством дисперсий при течении в микроканалах является эффект динамического запираания. Проведен анализ реологических свойств крови и эмульсии по данным, полученным на прецизионном реометре. Эксперименты с использованием микрожидкостных устройств позволили выявить деформацию капель при динамическом запираании и асимметрию картины течения дисперсии при прохождении через ступенчатое сужение.

1. Введение

Основной гидродинамической особенностью эмульсий является их высокая вязкость по сравнению с вязкостью несущей фазы, особенно сильно это проявляется при повышении концентрации эмульсий. Реологические свойства эмульсий зависят от состава дисперсной и дисперсионной фаз, от эмульгатора, концентрации всех компонент и способа приготовления эмульсий. В современных работах [1,2] отмечается большое влияние взаимодействия капель, их деформации и взаимного перемещения на вязкопластические свойства, особенно при малых скоростях деформации сдвига.

При течении дисперсий в микроканалах проявляются новые гидродинамические свойства, обусловленные масштабным фактором и самоорганизацией дисперсной фазы. Исследование течения эмульсий в микроканалах различной геометрии обнаружило эффект динамического запираания, который состоит в том, что течение эмульсии через участок микроканала со временем прекращается, несмотря на постоянно действующий перепад давления. Такое название эффект получил ввиду того, что при визуальной наблюдаемой остановке течения в масштабе модели, в микромасштабе обнаружи-

ваются микропотоки с гораздо меньшим расходом, расход течения снижается на 3–4 порядка [3,4]. Ранее был предложен физический механизм, объясняющий эффект динамического запираания, основанный на проявлении «трения» [5] между микрокаплями воды в эмульсии и их деформации [6]. Эта гипотетическая идея была обоснована в работе [7], в которой показано увеличение роста взаимодействия капель эмульсии при вытеснении несущей фазы из пространства между каплями, то есть сближение капель до молекулярного взаимодействия молекул поверхностно-активного вещества, которые являются компонентами оболочек капель. Для проверки этой модели были проведены эксперименты с уменьшением перепада давления в состоянии динамического запираания, кратковременным сбросом давления и заменой капель воды на льдинки.

Все предыдущие эксперименты проводились с обратными эмульсиями, не меньший интерес представляет гидродинамическое поведение прямых эмульсий в микроканалах.

Биологическая дисперсия — кровь, состоящая в основном из плазмы и эритроцитов, при течении в микроканалах проявляет свойства подобные течению эмульсий. Разработка биочипов с эндотелиальным слоем приводит к новым гидродинамическим задачам, обусловленным взаимодействием лейкоцитов с клетками эндотелия.

Разработка и использование микрожидкост-

¹Работа выполнена при финансовой поддержке РФФИ (грант № 14-01-97033-р_поволжье_a) и Программы фундаментальных исследований ОЭММПУ № 13 «Вихри и волны в сложных средах».

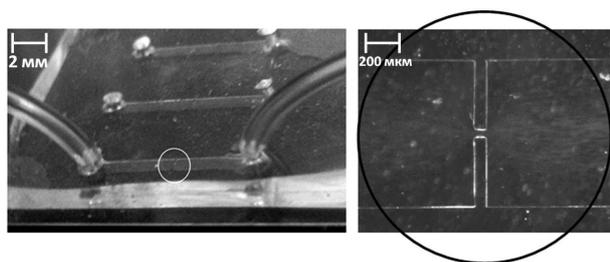


Рис. 1. Фотография микрожидкостного устройства с каналом, имеющим ступенчатое сужение

ных устройств (МЖУ) позволяет изучить взаимодействие отдельных капель эмульсии и форменных элементов крови в микроканале при различных гидродинамических условиях.

2. Экспериментальные исследования

2.1. Микроканалы различной конфигурации

В гидродинамических исследованиях эмульсий и крови использовались микроканалы, изготовленные: 1) традиционными способами, ячейка Хили–Шоу, цилиндрический капилляр; 2) фотолитографическим способом — микромодель; 3) методом мягкой фотолитографии — МЖУ.

Для изготовления МЖУ авторы использовали известный метод мягкой фотолитографии. Процесс состоит в следующем: на стекло наносится фоторезист, толщина слоя которого определяет глубину получаемых микроканалов. Производится экспонирование фоторезиста через фотошаблон. Засвеченные участки становятся нерастворимыми (негативный фоторезист), они используются для тиражирования микроканалов в полидиметилсилоксане (ПДМС).

Разработаны и изготовлены МЖУ различной конфигурации методом мягкой фотолитографии, прямоугольный канал и канал со ступенчатым сужением, показанный на рис. 1. Их отличительной чертой является то, что стекло, на котором закреплено ПДМС с микроканалом, может быть как предметным, так и покровным, что позволяет получать изображения высокого разрешения. Проведено гидродинамическое тестирование МЖУ.

Технология изготовления МЖУ состоит из 12 этапов. Каждый этап требует особой тщательности, навыков и зачастую эмпирического подбора необходимых параметров.

Для тестирования МЖУ использовалась дистиллированная вода. Подача жидкости производилась за счет избыточного давления с использованием как воздушного компрессора, так и гидростати-

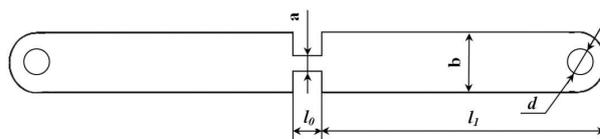


Рис. 2. Схематичное изображение микрожидкостного устройства, вид сверху

ческого насоса.

В прямоугольном канале (высота 50 мкм, ширина 300 мкм, длина 15 мм) были проведены эксперименты по сравнению течений воды и крови, в качестве консерванта для гематологических исследований использовался ЭДТА-КЗ. При напряжении на стенке $\tau_w = \frac{\Delta P}{l} r_g$ (r_g — гидродинамический радиус, для ячейки Хили–Шоу $r_g = a/2$) равном 1,6 Па (давление гидростатического насоса 1000 Па) расход воды составил 2400 нл/мин при скорости деформации сдвига 900 1/с, а крови — 500 нл/мин при скорости деформации сдвига 200 1/с, эффективная вязкость крови была равна 4,5 мПа·с. Расчетные значения величины расхода течения крови по формуле Пуазейля — 490 нл/мин. С учетом погрешностей измерений расчетные и полученные экспериментально значения не различаются. При этом скорость форменных элементов изменяется от центра к периферии (10 мкм от стенки) втрое. Форменные элементы крови вблизи стенки условию прилипания Прандтля не удовлетворяют.

На рис. 2 представлена схема МЖУ со ступенчатым изменением ширины канала, ее левая часть идентична правой.

Для цилиндрического течения в последовательно соединенных прямоугольных каналах в гидравлической постановке в пренебрежении концевыми эффектами была получена формула для расчета расхода течения:

$$Q = \frac{2h^3 ab \Delta P}{3\mu(bl_0 + 2al_1)}, \quad (1)$$

где h — половина глубины канала (расстояние между ПДМС и покровным стеклом); ΔP — перепад давления; Q — расход жидкости; μ — вязкость. Для микроканала с геометрическими размерами: $a = 50$ мкм, $b = 1000$ мкм, $l_1 = 4500$ мкм, $l_0 = 100$ мкм, $\mu = 1$ мПа·с (для воды при 20° С); расчетные значения расхода жидкости по формуле (1) хорошо согласуются с полученными экспериментально при течении воды.

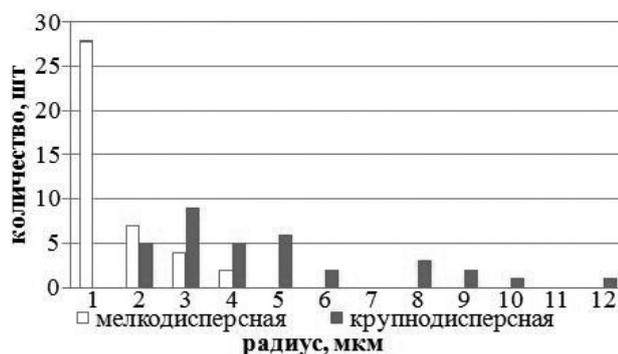


Рис. 3. Гистограмма распределения по размерам капель декана в водной фазе прямой эмульсии, полученной при 200 об/с, 400 об/с

2.2. Течение эмульсий различной дисперсности

В качестве дисперсионных сред использовались прямые и обратные эмульсии на основе простых химических соединений: дистиллированная вода, декан, додецилсульфат натрия (прямая эмульсия) или Span80 (обратная эмульсия). Эмульсии изготавливались с использованием гомогенизатора LabGEN 125, скорости вращения отличались вдвое (200 об/с, 400 об/с). Принцип разбиения капель основан на расщеплении струи при ее прохождении в радиальном направлении между вращающимся (с прямоугольным вырезом по диаметру) и неподвижным (с прорезями) коаксиальными цилиндрами. При 400 об/с эмульсия получилась более однородной и мелкодисперсной. На гистограмме (рис. 3) видно, что эмульсия, приготовленная при высоких скоростях перемешивания, более однородна и высокодисперсна, т.е. обладает микрокаплями меньшего диаметра.

Таким образом, были получены эмульсии с двумя различными распределениями капель по размерам. Изучение их реологических свойств показало, что реологическая кривая хорошо аппроксимируется степенной зависимостью $\tau = k\dot{\gamma}^n$ во всех представленных в этой работе эмульсиях (рис. 4). Различие эффективной вязкости для эмульсий, изготовленных при высоких (рис. 4, «выс об») и низких оборотах (рис. 4, «низ об») перемешивания: для прямой эмульсии при скоростях деформации 50 1/с составила 35%, при 1000 1/с — 29%, для обратной эмульсии — 43% и 32%.

Сравнительное исследование прямых и обратных эмульсий с двумя различными распределениями по размерам капель показывает увеличение вязкости с уменьшением среднего размера капель.

Течение через участок микроканала для пря-

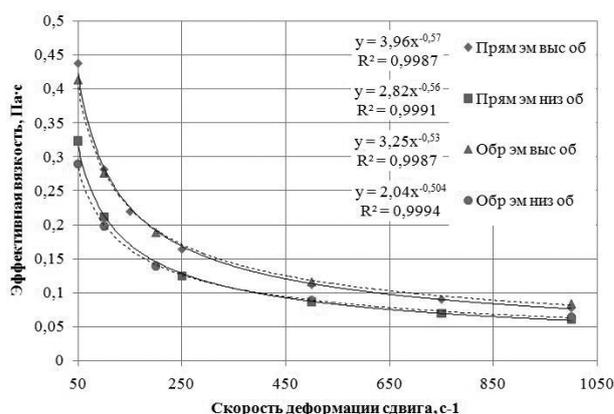


Рис. 4. Зависимость эффективной вязкости от скорости деформации сдвига для прямых и обратных эмульсий различной дисперсности

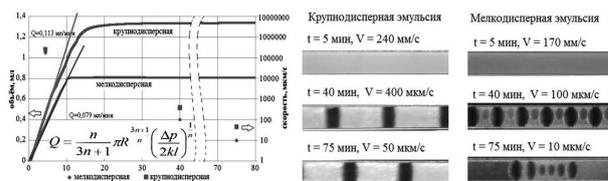


Рис. 5. Зависимости объема протекшей жидкости от времени и изображения структуры течения. Реологические параметры мелкодисперсной и крупнодисперсной эмульсий соответственно: $k = 3, 65; 2, 59, n = 0, 44; 0, 45$

мой эмульсии обнаруживает эффект динамического запираания так же, как было обнаружено и для обратной эмульсии. Мелкодисперсная эмульсия «запирается» быстрее.

Для прямой эмульсии использование коэффициентов, полученных в уравнении Оствальда-де-Вааля, в модернизированной формуле Пуазейля показывает, что теоретические и экспериментальные зависимости достаточно хорошо согласуются (рис. 5). Как и в случае с обратными эмульсиями, со временем проявляется эффект динамического запираания, скорость падает на 4 порядка, по мере снижения скорости структура течения трансформируется в четочную.

2.3. Механизм запираания. Кратковременный сброс давления и ступенчатое снижение

Наиболее прозрачно механизм динамического запираания можно представить при осесимметричном течении через стеклянный капилляр. Детальное изучение особенностей проявления эффекта по-

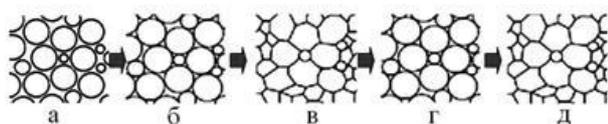


Рис. 6. Схематичное изображение структуры эмульсии, объясняющее неустойчивость ее течения при постоянном перепаде давления и роль деформации капель

казало, что «запирание» обусловлено процессами у входа в микроканал. Представление об изменении структуры эмульсии приведено на рис. 6. У входа в микроканал увеличивается концентрация эмульсии, капли сближаются, появляется «трение», перепад давления практически весь переходит на входную зону в капилляр, капли деформируются, скорость существенно снижается. Если в это время давление уменьшить, то степень деформации капель должна уменьшиться, взаимодействие между ними ослабнет и скорость течения вырастет.

Для проверки гипотезы о роли деформации микрокапель обратной эмульсии в состоянии динамического запирания, в эксперименте с цилиндрическим капилляром после выхода в состояние «запирания» ($v = 20$ мкм/с), перепад давления ступенчато уменьшали с 200 до 50 кПа. Уменьшение перепада давления до 100 кПа привело к увеличению скорости в 1,5 раза. Дальнейшее снижение перепада давления в 4 раза привело к увеличению скорости почти в 2,5 раза, через 1,5 минуты она увеличилась в 4 раза ($v = 80$ мкм/с).

В следующем эксперименте для восстановления сферической формы деформированных микрокапель был произведен кратковременный (1 минута) сброс давления с 200 кПа до 2 кПа, небольшой перепад давления был оставлен, чтобы не разрушить структуру у входа в микроканал. Скорость течения эмульсии через микроканал возросла на два порядка относительно скорости до сброса давления (рис. 7). Для уточнения фазового состава в структуре потока перед приготовлением эмульсии в водную фазу был добавлен краситель, флуоресцирующий в зеленой области при освещении ультрафиолетовым светом. Структура течения существенно изменилась: если до сброса давления чередовались углеводородная фаза и эмульсия, то после восстановления давления чередуются эмульсия и водная фаза. Углеводородная фаза в чистом виде исчезла, изменились на противоположные углы смачивания. По всей видимости, часть микрокапель воды, структурировавших во входной зоне при восстановлении давления коалесцируют и образуют сплош-

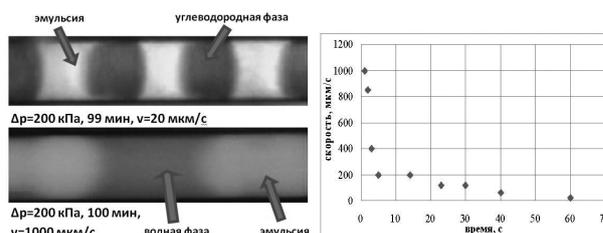


Рис. 7. Изменение структуры потока и скорости после кратковременного сброса давления, график падения скорости потока после восстановления давления

ную водную фазу. Как видно на графике (рис. 7), система достаточно быстро снова приходит в состояние динамического запирания.

Следует отметить, что полученный весьма странный, на первый взгляд, результат: уменьшение перепада давления в системе с микроканалом (с 200 кПа до 50 кПа) приводит к четырехкратному возрастанию расхода, что объясняется предложенным физическим механизмом возникновения эффекта динамического запирания.

2.4. Запирание с деформацией капель в МЖУ

Использование высокоскоростной камеры совместно с инвертным микроскопом позволило увидеть деформацию микрокапель воды в эмульсии, приготовленной из простых химических соединений при тчении в МЖУ. Изучение течения обратной эмульсии из капель размером 5–10 мкм в МЖУ показало, что при динамическом запирании наблюдается значительная деформация капель. Эмульсия приготавливалась с помощью механической мешалки при 13 об/с. Эксперимент проводился в микроканале со ступенчатым сужением (рис. 8). В начальный момент времени эмульсия двигалась в узкой части со скоростью равной 200 мм/с, через 80 секунд скорость снизилась в 400 раз. На расстоянии 200 мкм перед сужением наблюдается деформация капель (рис. 8, кадр 1). Через 800 секунд при большем увеличении видно, что непосредственно у входа в узкую зону присутствуют деформированные структуры из микрокапель воды, скорость движение при этом снизилась уже в 1600 раз.

Полученные результаты визуально подтверждают выдвинутую ранее гипотезу о механизме динамического запирания.

2.5. Реология крови и ее течение в МЖУ

Разработка МЖУ с различной геометрией микроканалов, покрытых изнутри слоем эндотелиальных клеток, имитирующих участок сосуда, поз-

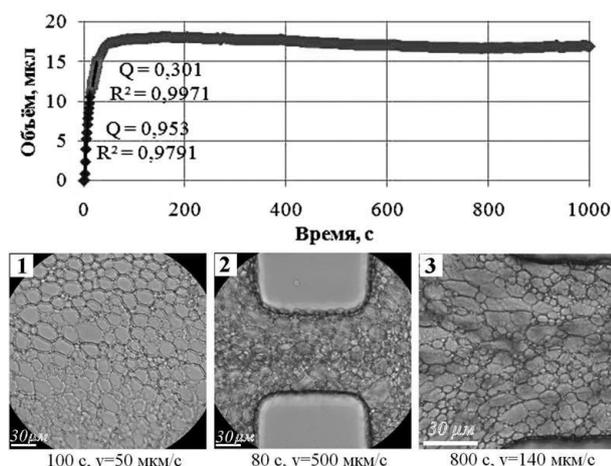


Рис. 8. Динамическое запыриание в МЖУ, график зависимости объема протекшей эмульсии от времени ($\Delta P = 50$ кПа) и микрофотографии в различные моменты времени, под кадрами написано время с начала эксперимента и скорость движения, скорость съемки 10000 кадров/с

волит проводить сравнительное изучение динамики циркулирующих лейкоцитов и тромбоцитов, полученных от здоровых доноров и больных сердечно-сосудистыми и системными заболеваниями соединительной ткани в условиях воздействия различных гидродинамических факторов.

Кровь человека и других позвоночных представляет собой сложную многофазную среду с реологическими свойствами, которые сильно зависят от динамики дисперсных фаз, т.е. клеток крови. Форменные элементы крови — дисперсная фаза — обычно составляет половину объема, они находятся в плазме и обуславливают вязкость значительно большую в сравнении с несущей фазой (continuum phase). Вязкость крови проявляет неньютоновские свойства, которые наиболее сильно проявляются при малых скоростях деформации сдвига. В области скоростей деформации сдвига 1–10 1/с эритроциты агрегируют в монетные столбики (рис. 9(а)), которые разваливаются в области скоростей деформации сдвига 10–100 1/с (рис. 9(б)), при больших скоростях 100–1000 1/с — деформируются и структурируют (рис. 9(в)).

При течении крови в мелких сосудах (менее 300 мкм) сказывается эффект Фареуса-Линдквиста, приводящий к уменьшению гидравлического сопротивления. Этот эффект объясняется ориентацией эритроцитов вдоль оси сосуда. Эритроциты, формируя цилиндрический осевой ток, скользят по слою окружающей их плазмы крови [8].

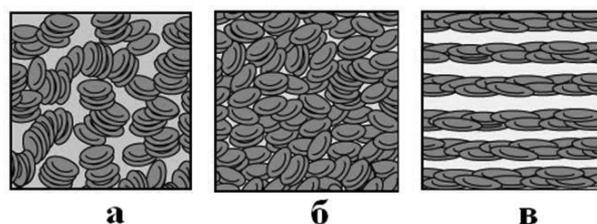


Рис. 9. Структура распределения эритроцитов в зависимости от скорости деформации сдвига: а) малые — 1–10 1/с; б) средние — 10–100 1/с; в) большие — 100–1000 1/с (www.vilastic.com)

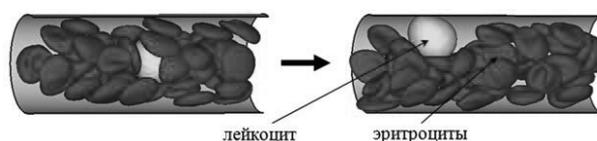


Рис. 10. Маргинация лейкоцитов при течении в микрокапилляре

Кроме того, в сосудах наблюдается латеральная миграция (маргинация) лейкоцитов к стенке сосудов (рис. 10), которая обеспечивает их адгезию к эндотелию сосудов, а также влияет на распределение форменных элементов в потоке (эритроцитов, лейкоцитов, тромбоцитов и др.) крови и их деформируемость [9].

Взаимодействие циркулирующих и эндотелиальных клеток, обусловленное рецепторно-лигандным связыванием, изменяет динамику кровотока. В этом случае мы имеем дело с нелинейной гидродинамикой с сильной обратной связью, обусловленной клеточной адгезией. Традиционные подходы линейной гидродинамики не могут реалистично моделировать динамику циркулирующих клеток и прогнозировать свойства цельной крови при заболеваниях, сопровождающихся эндотелиальной дисфункцией, когда адгезия циркулирующих клеток к сосудистому эндотелию может стать очень значимой [10].

В сосудистой системе здорового человеческого организма скорость кровотока изменяется в широких пределах от 0,5 до 600 мм/с, в то время как скорость деформации сдвига — в гораздо меньших пределах 50–400 1/с [11]. В сосудах диаметром от 20 до 500 мкм (артериолы, вены) характерное значение скорости деформации сдвига 100 1/с.

В пожилом возрасте отмечается нарушение текучести крови, в частности, из-за повышения вязкости крови, нарушения деформируемости эритро-

роцитов, увеличения концентрации в плазме фибриногена и, как следствие, повышенной агрегации тромбоцитов [12].

Таким образом, течение крови в сосудах отличается особенностями (эффектами): 1) зависимость показателя гематокрита от диаметра сосуда (эффект Фареуса); 2) существование пристеночного слоя плазмы без эритроцитов; 3) тупой (по сравнению с профилем течения Пуазейля) профиль скорости крови; 4) вязкость крови падает с уменьшением размера сосуда (эффект Фареуса–Линдквиста) [8].

Исследование гемореологии, а также веществ и процессов, влияющих на динамику крови, имеет большое значение в медицине для изучения гемореологического статуса пациента, что позволяет оценить глубину гемореологических изменений [13], а также подобрать патогенетически обоснованную терапию выявленных нарушений.

В настоящем исследовании проведено составление, заполнение скринирующих анкет для больных с системными аутоиммунными заболеваниями соединительной ткани (РА) и диффузными заболеваниями соединительной ткани (ССД и др.), некоторые из которых имели сердечно-сосудистую патологию (артериальная гипертензия, ишемическая болезнь сердца), а также осуществлено лабораторное и инструментальное обследование пациентов.

Диагнозы аутоиммунных и диффузных заболеваний соединительных тканей, сердечно-сосудистых заболеваний установлены согласно действующих клинических рекомендаций, диагностических критериев.

Забор биологического материала у пациентов (кровь) для гемореологического исследования производился из кубитальной вены утром, натощак, с использованием систем вакуумного забора крови Vacuette (пробирки Vacuette для гематологических исследований с ЭДТА-К3), после подписания письменного добровольного информированного согласия пациента на участие в исследовании (одобренный Этическим комитетом Башкирского государственного медицинского университета), разъяснения преимуществ и рисков, связанных с процедурой, и сообщения о цели исследования.

Реологические свойства крови изучались на реометре НААКЕ MARS III с измерительной системой двойной-конус в диапазоне скоростей деформации от 1 до 800 1/с. Реологические измерения проводились при температурах 36,6° С и комнатной температуре, соответствующей течению крови в МЖУ.

С высокой степенью достоверности ($R = 0,999$) реологические кривые аппроксимируются как уравнением Кессона, так и степенной функци-

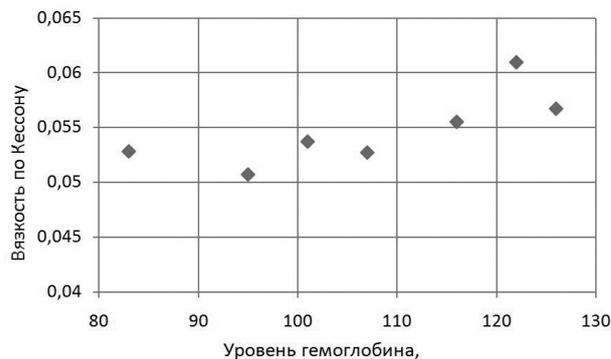


Рис. 11. Значения вязкости по Кэссону в зависимости уровня гемоглобина пациентов

ей. Возник вопрос, каким образом реологические параметры крови сопоставить с клиническими и лабораторными данными пациентов; каким образом наиболее наглядно привести графическую зависимость. Был проведен анализ корреляции значения эффективной вязкости с различными параметрами уровня гемоглобина, общего белка, фибриногена, ревматоидного фактора, С-реактивного белка, циркулирующими иммунными комплексами, СОЭ, индексами активности заболевания (DAS28 для ревматоидного артрита). Оказалось, что наиболее наглядной является связь реологических значений вязкости с уровнем гемоглобина (рис. 11).

Измерения проводили при ступенчатом увеличении скорости деформации сдвига от 0,01 до 800 1/с (прямой ход), и далее при ступенчатом уменьшении в том же диапазоне скоростей деформации сдвига (обратный ход) при 36,6 °С. Можно отметить, что у пациентов в контрольной группе, для обратного хода при значениях скорости деформации сдвига $\dot{\gamma}$ ниже 50 1/с значения напряжений сдвига лежат выше, чем при прямом ходе. А в группе исследуемых пациентов при значениях скорости деформации сдвига ниже 50 1/с для обратного хода такой связи не обнаруживается.

При $\dot{\gamma}$ ниже 50 1/с приближение к уравнению Кессона проходит выше экспериментальных значений.

2.6. Асимметрия течения дисперсий через ступенчатое сужение

При изучении течения эмульсий через плоскую модель капилляра было замечено, что картина течения у входа в сужение и картина выхода из него выглядит асимметрично [14], поле скоростей также асимметрично (рис. 12).

Значения скоростей на прямой линии на одинаковом расстоянии от ступенчатого сужения на вхо-

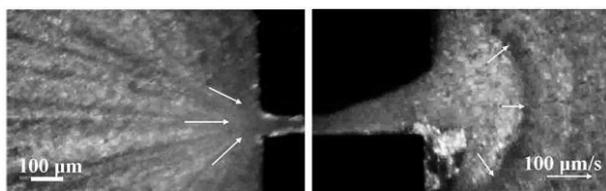


Рис. 12. Картина течения обратной эмульсии записания «вода-гексан» у входа в сужение и выхода из него

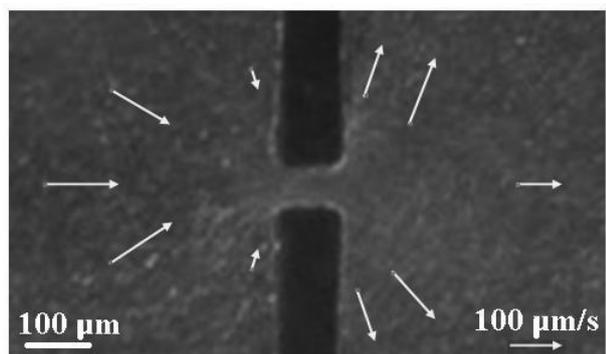


Рис. 13. Картина течения крови в МЖУ

де и выходе отличаются вдвое. Течение биологической дисперсии — крови в МЖУ (ширина сужения 50 мкм, длина 100 мкм и глубина 30 мкм, $\Delta P = 100$ Па) со ступенчатым сужением (рис. 13), тоже проявляет асимметрию, но не столь ярко выраженную, однако, поле скоростей также асимметрично, как и в случае с эмульсионной дисперсией.

3. Заключение

1. Особенностью течения эмульсий в микроканалах различной конфигурации является эффект динамического запираания, проявляющийся как для прямой, так и для обратной эмульсий.

2. Предложенный механизм эффекта динамического запираания, основанный на проявление «трения» между наномасштабными оболочками из ПАВ в точках касания микрокапель воды, их деформацией, их последовательной структуризацией за счет перераспределения поля давлений у входа в микроканал, находит как косвенное, так и прямое подтверждение:

а) полученный весьма странный, на первый взгляд, результат: уменьшение перепада давления в системе с микроканалом (с 200 кПа до 50 кПа) приводит к четырехкратному возрастанию расхода, объясняется предложенным физическим механизмом эффекта динамического запираания.

б) восстановление скорости движения в микроканале при кратковременном сбросе давления, за счет восстановления сферической формы микрокапель.

в) эксперимент в МЖУ наглядно демонстрирует значительную деформацию капель при «записании».

3. Реология прямой и обратной эмульсии при двух отличающихся дисперсионных составах дают две различные реологические кривые, при этом реологические кривые при одинаковых концентрациях обоих типов эмульсий близки по своим характеристикам.

4. Обнаружена асимметрия поля скоростей при течения через ступенчатое сужение для обоих типов дисперсий (эмульсий и крови).

5. Установлено динамическое запираание мелкодисперсной эмульсии наступает быстрее по сравнению с крупнодисперсной.

Список литературы

- [1] Salonen A., Drenckhan W., Rio E. Interfacial dynamics in foams and emulsions // *Soft Matter*, 2014, 10, 6870.
- [2] Knowlton E.D., Pine D.J., Cipelletti L. A microscopic view of the yielding transition in concentrated emulsions // *Soft matter*, 2014, 10, 6931-6940.
- [3] Akhmetov A., Telin A., Glukhov V., Mavletov M. Flow of Emulsion through Slot and Pore Structures. *Advances in Incremental Petroleum Production // Progress in Mining and Oilfield Chemistry. Akademiai Kiado. Budapest. 2003. Vol. 5. P. 287–295.*
- [4] Ахметов А., Телин А., Глухов В., Мавлетов М., Силян М., Гаевой Е., Магадов Р., Хлобыстов Д., Байкова Е. Особенности течения высококонцентрированных обратных водонефтяных эмульсий в трещинах и пористых средах // *Технологии ТЭК. Нефть и капитал*, апрель, 2003. С. 54–58.
- [5] Ахметов А.Т., Глухов В.В, Мавлетов М.В., Телин А.Г. Физические основы применения потокоотклоняющих технологий на базе инвертных дисперсий // *Материалы III Всероссийской научно-практической конференции «Добыча, подготовка, транспорт нефти и газа»*. Томск: Издательство Института оптики атмосферы СО РАН. 2004. С. 13–17.
- [6] Ахметов А.Т., Саметов С.П. Особенности течения дисперсии из микрокапель воды в микроканалах // *Письма в ЖТФ*. Том 36, вып. 22. 2010. С. 21–28.
- [7] Denkov N.D., Tcholakova S., Golemanov K., Ananthapadmanabhan K.P. and Lips A. Viscous Friction in Foams and Concentrated Emulsions under Steady Shear // *Physical Review Letters*. 2008. PRL 100, 138301(18).

- [8] Медведев А.Е. Двухфазная модель течения крови в крупных и мелких кровеносных сосудах // Математическая биология и биоинформатика. 2011. Т. 6, № 2. С. 228–249. URL: [http://www.matbio.org/2011/Medvedev2011\(6_228\).pdf](http://www.matbio.org/2011/Medvedev2011(6_228).pdf).
- [9] Fedosov D.A., Fornleitner J., Gompper G. Margination of White Blood Cells in Microcapillary Flow // Physical review letters, 2012.
- [10] Chen C. and Khismatullin D.B. Synergistic effect of histamine and TNF-alpha on monocyte adhesion to vascular endothelial cells // Inflammation 36, 309–319, 2013.
- [11] Левтов В.А., Регирер С.А., Шадрин Н.Х. Реология крови // М.: Медицина, 1982. 272 с.
- [12] Simmonds M.J., Meiselman H.J., Baskurt O.K. Blood rheology and aging // J Geriatr Cardiol. 2013 Sep; 10(3):291-301. doi: 10.3969/j.issn.1671-5411.2013.03.010.
- [13] Вышлова М.А. Диссертация «Вискозиметрические и агрегационные корреляции в гемореологии» // Москва, 2002. 98 с.
- [14] Саметов С., Ахметов А. Гидродинамические эффекты при течении обратных эмульсий в микроканалах // Lambert Academic Publishing, 2011. 113 с.