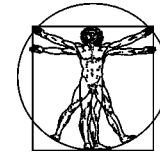


DOI: 10.15593/RZhBiomeh/2021.4.05
УДК 532.135



**Российский
Журнал
Биомеханики**
www.biomech.ru

УПРУГОСТЬ И РЕЛАКСАЦИОННЫЕ СВОЙСТВА РОТОВОЙ ЖИДКОСТИ

А.Н. Рожков

Институт проблем механики им. А.Ю. Ишлинского РАН, Россия, 119526, Москва, проспект Вернадского, 101 корп. 1, e-mail: rozhkov@ipmnet.ru

Аннотация. Исследование направлено на создание метода реологического тестирования упруговязких жидкостей, капли которых при растяжении формируют утончающиеся нити, т.е. проявляют свойство прядомости. Типичным представителем таких жидкостей является ротовая жидкость (или смешанная слюна). Среди прочего реологические особенности ротовой жидкости активно влияют на механизмы передачи инфекции воздушно-капельным путем. В данной работе ротовая жидкость исследовалась как с точки зрения участника процесса передачи инфекции, так и как модель для изучения реологии упруговязких жидкостей. В основе метода – видеозапись растяжения капли тестируемой жидкости между ножками пинцета и последующего самопроизвольного утончения сформированной капиллярной нити жидкости. Процесс управляется конкуренцией сил инерции, упругости, капиллярности. Путем анализа видеозаписи удастся проследить вклад каждого фактора и в рамках реологического уравнения состояния (модели) Олдройда/Максвелла определить численные значения всех констант модели. Полученные реологические характеристики ротовой жидкости позволят теоретически моделировать процессы формирования капель ротовой жидкости при чихании, кашле, разговоре, а также процессы столкновения капель с защитными масками, фильтрами и другими препятствиями. В целом предложенный метод реологического тестирования применим для изучения широкого класса упруговязких жидкостей, в том числе и биологических. Среди последних – бронхиальная мокрота, синовиальная жидкость, жидкости репродуктивных функций и др. Метод отличается простотой проведения опыта и использованием элементарного оборудования.

Ключевые слова: капля, ротовая жидкость, нить, утончение, реологический тест, время релаксации, модуль упругости.

РЕОЛОГИЯ В ВОЗДУШНО-КАПЕЛЬНОЙ ПЕРЕДАЧЕ ИНФЕКЦИЙ

Воздушно-капельный путь передачи инфекции является основным не только для актуального в настоящий момент коронавируса, но и для многих других инфекционных заболеваний, таких как ангина, дифтерия, корь, краснуха, ветряная оспа и др. При этих заболеваниях возбудители попадают в воздух с капельками слюны или лёгочной слизи при кашле, чихании, разговоре. Ротовая жидкость (или смешанная слюна) состоит из секретов слюнных желез (основной компонент) и множества микродобавок, присутствующих в ротовой полости и дыхательной системе. Воздушно-капельный путь передачи инфекции состоит из двух стадий. Сначала при дыхании, кашле, чихании, человека в окружающее воздушное пространство поступает воздух изо рта и легких человека. При движении воздуха через ротовую полость происходит захват

и вовлечение в движение находящейся здесь жидкости. В результате выходящий воздух содержит множество мельчайших капель ротовой жидкости, которые в случае болезни человека могут содержать патогенные агенты. На второй стадии другой человек, вдыхая воздух с инфицированными каплями, может принести инфекцию в свой организм и подвергнуться заражению.

Для препятствия поступления капель от больного человека в окружающую атмосферу, а также для защиты от проникновения капель в организм здорового человека используются различные фильтры и маски, задача которых задерживать движение капель. При чихании выделяется большое количество (до 50 000) капель слизи и слюны. Скорость капель может быть очень высокой, до 40 м/с (разные авторы дают значения 4,5–100 м/с), капли разлетаются на расстояние до 4–6 м. Судьбу выброшенных капель можно примерно описать следующим образом: капли диаметром более 5 мкм быстро оседают под действием силы тяжести, а капли менее 5 мкм могут длительное время оставаться в воздухе и переноситься воздушными потоками. Когда относительно крупная капля жидкости сталкивается с твёрдой поверхностью или попадает на материал маски или фильтра, она может разрушиться на несколько более мелких капель, создавая таким образом новый источник опасной инфекции в виде нового массива капель.

Как ранее установлено, формирование всплеска и разрушение капли жидкости при столкновении с препятствием зависит от её реологических (объёмных и поверхностных) свойств [18]. В случае столкновения капель воды с препятствием при высоких значениях ударных чисел Рейнольдса и Вебера ($Re_i = \rho v_i d_i / \mu$, $We_i = \rho v_i^2 d_i / \gamma$, ρ – плотность жидкости; v_i – скорость капли перед соударением; d_i – диаметр капли; μ – вязкость жидкости; γ – поверхностное натяжение жидкости) процесс контролируется исключительно инерцией и поверхностным натяжением [18, 35]. Эксперименты показали, что капля при соударении сохраняет сплошность при низких числах Вебера и разрушается при высоких числах Вебера. Переход от соударения с сохранением сплошности к соударению с разрушением капли (разбрызгиванию) происходит в диапазоне чисел Вебера $We_i^* \in (137, 206)$ (рис. 1, а, б) [32].

Исследования [10, 22, 26, 29, 30, 38] выявили упругость ротовой жидкости, притом, что её сдвиговая вязкость всего в 1–4 раза превосходит вязкость воды [9, 14]. Об упругости ротовой жидкости свидетельствует способность при растяжении формировать устойчивые утончающиеся нити. Время жизни таких нитей измеряется секундами, в то время как нить, сформированная водой, распадается за доли миллисекунды [3].

Опыты с ударным разрушением упругих растворов высокополимеров показали, что упругость радикально меняет устойчивость капель при соударении. Капли становятся значительно более прочными [33]. При столкновении с краёв всплеска срываются вторичные капли, которые, однако, при достаточной упругости жидкости не отрываются от всплеска, а оказываются связанными с ним тонкими утончающимися нитями. Под действием упругости нитей вторичные капли возвращаются назад, сливаясь с жидкостью исходной капли, при этом никакие свободные вторичные капли не формируются (рис. 1, в). Капля сохраняет сплошность. Более того, при достаточной упругости край всплеска может вообще не разрушаться, а в виде жидкого тора сначала расширяться, а затем схлопываться, сливаясь в единую каплю (рис. 1, г).

Исследования [33] показали, что определяющими параметрами, описывающими переход к разрушению упруговязкой капли при столкновении, наряду с уже упомянутым числом Вебера $We_i = \rho v_i^2 d_i / \gamma$, являются число Деборы $De_i = \theta v_i / d_i$ и упруго-капиллярное число Gd_i / γ , где θ – время релаксации; G – модуль упругости.

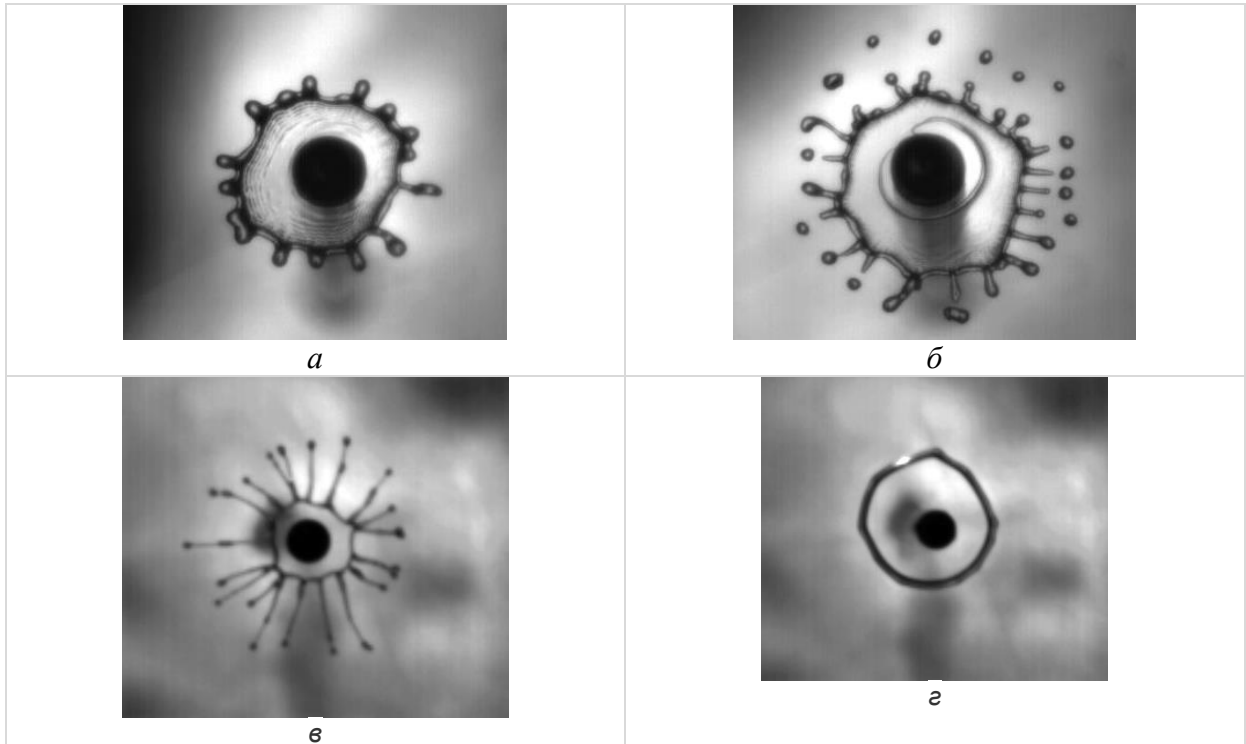


Рис. 1. Наблюдения сверху за разрушением капель жидкостей при падении на дискообразное препятствие диаметром 4 мм (выглядит как черный круг в центре кадра) [18, 32]. Прошло 6 мс после начала соударения: *a*, *б* – всплеск капли воды диаметром 2,8 мм при падении с высоты 18 и 27 см ($We_i = 137$ и 206) соответственно; *в*, *г* – аналогичные всплески капель растворов высокомолекулярных полиэтиленоксида и полиакриламида концентрацией 100 млн^{-1} . Высота падения капли 65 см

Реологические параметры θ и G – константы реологических уравнений состояния (РУС) Олдройда (вариант *Oldroyd-B*) или Максвелла (вариант *Upper-Convected Maxwell UCM*) [1, 24, 28]. Оба уравнения оказываются эквивалентными для описания быстрых деформаций растяжений при многократной вытяжке (см. раздел Теоретическая модель), как это имеет место при разрушении капель и утончении капиллярных нитей.

Другим аспектом влияния упругости жидкости на передачу инфекций является способность упругости влиять на относительно медленное движение жидкости через каналы сложной формы или пористую среду [11, 24], что имеет место при защите от инфицированных капель при помощи различного рода фильтров. Те же параметры РУС Олдройда (вариант *Oldroyd-B*) и Максвелла (вариант *Upper-Convected Maxwell UCM*), а именно θ и G , управляют упругими эффектами в данном классе течений.

Настоящая работа была предпринята, чтобы ответить на вопрос: какие конкретные значения реологических параметров ротовой жидкости θ и G можно использовать для моделирования столкновения капли ротовой жидкости с тем или иным препятствием или при движении через сложные среды.

До сих пор реологические тесты ротовой жидкости проводились только для определения лишь одного параметра, а именно, времени релаксации θ [4, 27, 36, 38]. Вместе с тем для того, чтобы иметь полное реологическое описание свойств ротовой жидкости, необходимо установить значения модуля упругости G . Пара θ и G позволяет моделировать не только распад самоутончающихся нитей, но и другие явления, в которых участвует ротовая жидкость, такие как разрушения капель при столкновении с препятствиями и движение в фильтрах и каналах сложной формы.

ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНЫЕ НАБЛЮДЕНИЯ

Данный раздел посвящён методу реологического испытания ротовой жидкости при помощи утончающейся капиллярной нити данной жидкости [23]. Проведены эксперименты по наблюдению за распадом капель ротовой жидкости *in situ*. Ротовая жидкость – водный раствор различных органических и минеральных компонентов, суммарная концентрация которых *ca.* 0,5% [16]. Среди основных компонентов – смесь секретов слюнных желез. Среди желез выделяют большие: околоушную, подчелюстную, подъязычную и ряд малых слюнных желез (размером 1–5 мм) – щечных, молярных, губных, язычных твердого и мягкого неба. Сами названия свидетельствуют о разнообразии источников слюнных секретов и, следовательно, о возможной неоднородности формируемой смеси. Плотность ротовой жидкости практически не отличается от плотности воды $\rho = 1001 \dots 1017 \text{ кг/м}^3$.

Ротовая жидкость отбиралась при помощи пинцета непосредственно с губ испытуемого. На современном этапе автор проводил опыты на себе (мужчина 65 лет). Использовалась простейшая экспериментальная процедура. Сразу после отбора проба ротовой жидкости растягивалась между ножками пинцета. Далее сформированная жидкая нить утончалась сама по себе без какого-либо внешнего вмешательства. Процесс записывался при помощи видеокамеры смартфона *iPhone 6* в режиме 30 кадров в секунду. Возможный режим 240 кадров в секунду не выявил преимущества и в экспериментах использовался редко. Использовалось разрешение кадров *Full HD* 1920×1080. Для получения размерных зависимостей в поле записи помещалась прозрачная линейка. Фотография использованного оборудования представлена на рис. 2.

Следует отметить, что использование смартфона для визуализации утончения капиллярных нитей полимерных жидкостей, по-видимому, впервые продемонстрировано в [30], что показало возможность существенного удешевления данной экспериментальной методики.

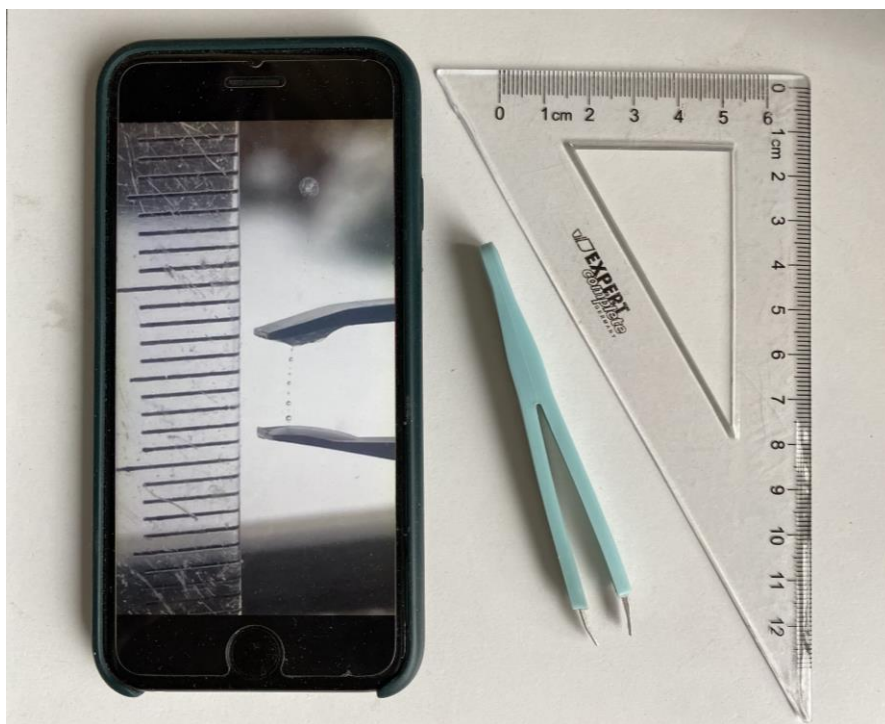


Рис. 2. Экспериментальное оборудование для исследования реологии упругих жидкостей: смартфон, пинцет и линейка

Типичная видеозапись представлена на рис. 3. Видеоданные анализировались с помощью приложения *QuickTime Player*, хотя возможно использование и других приложений, таких как, например, *ImageJ* или *Phantom*.

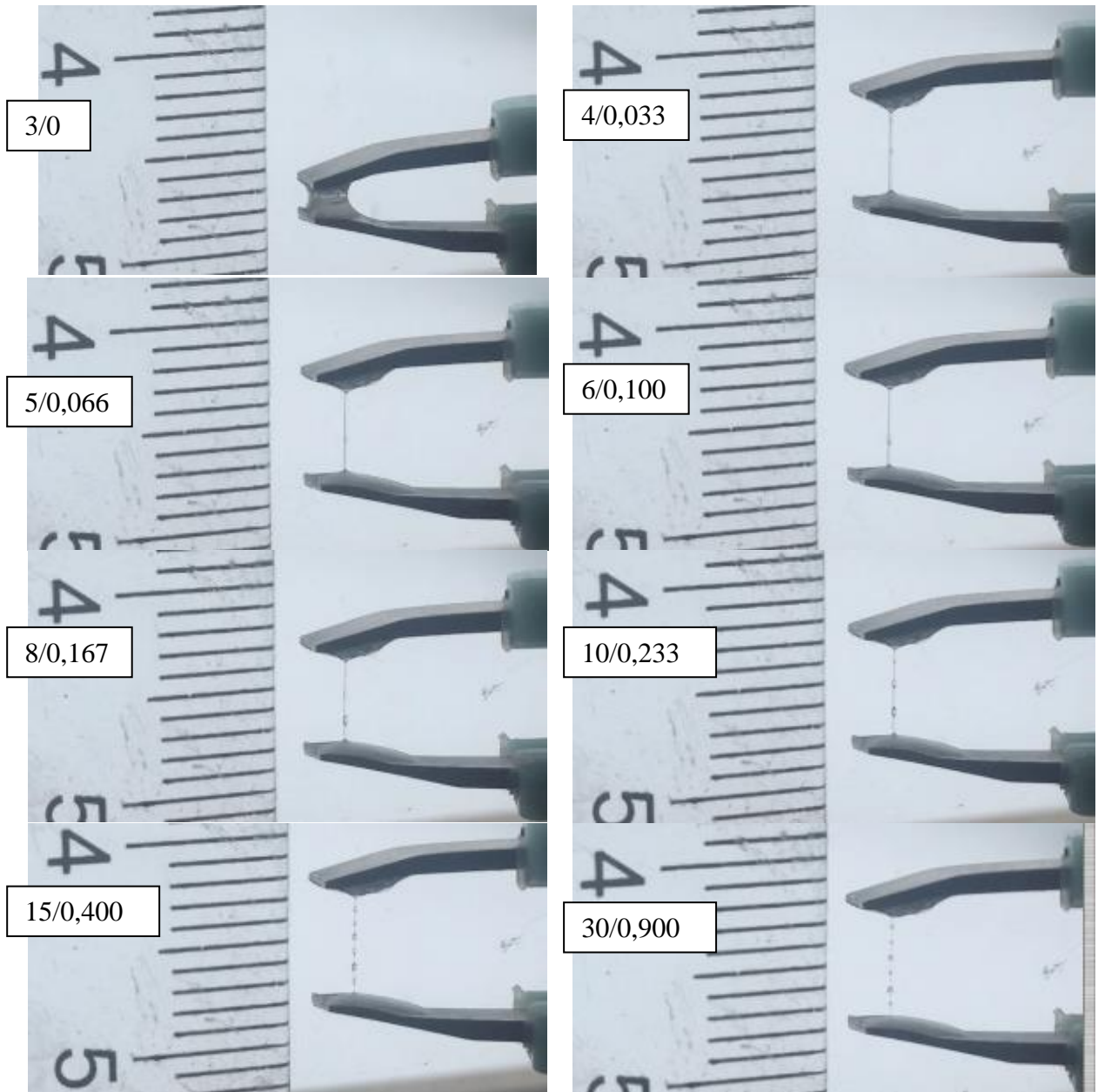


Рис. 3. Видеозапись формирования и утончения нити ротовой жидкости (опыт 7114, также см. рис. 4, 5). Время возрастает слева направо и сверху вниз. На врезках указаны номер кадра/время утончения нити (секунды)

Нить утончается во времени. На некоторой стадии возможен вторичный распад, когда появляется серия вторичных капелек. Измерения диаметра нити на видеокдрах позволили построить зависимость утончения нити ротовой жидкости во времени $d = d(t)$. Появление вторичных капелек на поздних стадиях распада при измерениях игнорировалось. Начало отсчёта времени было выбрано в момент раздвижения ножек пинцета (кадр 3). Масштаб изображений определялся по прозрачной линейке. На рис. 4 приведена типичная зависимость. Данные свидетельствуют, что сразу после начала растяжения капля жидкости теряет устойчивость и быстро утончается под действием поверхностного натяжения от начального диаметра d_b до некоторого промежуточного

диаметра d_s в некоторый момент времени t_s . Эта фаза деформирования соответствует растяжению капли обычной ньютоновской жидкости [5]. На этой стадии растяжения силы поверхностного натяжения уравниваются силами инерции жидкости и внутренними напряжениями. Внутренние напряжения сначала имеют вязкую природу, но по мере утончения проявляются упругие напряжения, вызванные быстрым деформированием жидкости. Так ведут себя растворы высокополимеров, в которых растворитель играет роль вязкой жидкости, а упругость формируется гигантским растяжением упругих гибкоцепных макромолекул [5]. В определённый момент (качественно обозначаемый t_s) упругость начинает доминировать над всеми прочими силами и процесс распада нити резко замедляется. Дальнейшее утончение нити приобретает экспоненциальный характер, как об этом свидетельствуют данные на рис. 4.

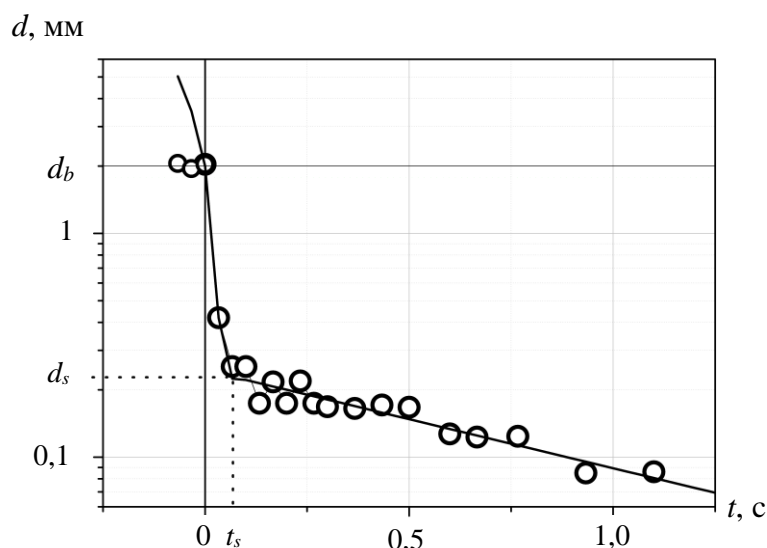


Рис. 4. Утончение нити ротовой жидкости – зависимость диаметра нити от времени. Сплошная кривая – аппроксимация экспериментальных точек (опыт 7114) аналитической зависимостью (6) на участке $t > 0$

ТЕОРЕТИЧЕСКАЯ МОДЕЛЬ

Данный раздел представляет методику извлечения реологических характеристик ротовой жидкости из наблюдений за распадом нити этой жидкости.

Исследования реологических свойств ротовой жидкости при растяжении с помощью метода утончающейся жидкости [4] показали, что реологическое поведение ротовой жидкости при интенсивном растяжении подобно поведению растворов полимеров [5]. Для описания реологии растворов полимеров при интенсивном растяжении апробированы РУС Олдройда (вариант *Oldroyd-B*) [24, 28] и Максвелла (вариант *Upper-Convected Maxwell UCM*) [1, 24, 28].

РУС Олдройда (вариант *Oldroyd-B*) описывается уравнениями

$$\sigma = -pI + 2\mu_s E + \tau, \tau = G(A - I);$$

$$dA/dt = A \cdot \nabla v + \nabla v^T \cdot A - (A - I)/\theta,$$

где σ – тензор напряжений; p – давление; μ_s – вязкость растворителя; G – модуль упругости; E – тензор скоростей деформации; A – тензор упругих деформаций; I – единичный тензор; t – время; ∇v – градиент скорости; θ – время релаксации.

Рассматривая течение растяжения в направлении 1 с накоплением больших упругих деформаций ($A_1 \gg 1$), получим зависимость напряжений от кинематики растяжения

$$A_1 = \lambda^2 \exp(-t/\theta), \quad \tau_1 = GA_1, \quad (1)$$

где λ – степень удлинения образца в направлении 1, $\lambda \gg 1$.

РУС Максвелла (вариант *Upper-Convected Maxwell UCM*) представлена уравнениями

$$\boldsymbol{\sigma} = -p\mathbf{I} + \boldsymbol{\tau};$$

$$d\boldsymbol{\tau}/dt = \boldsymbol{\tau} \cdot \mathbf{E} + \boldsymbol{\tau} \cdot \mathbf{E} - \boldsymbol{\tau}/\theta + 2\mu\mathbf{E}/\theta,$$

где $\boldsymbol{\sigma}$ – тензор напряжений; $\boldsymbol{\tau}$ – тензор избыточных напряжений; p – давление; \mathbf{I} – единичный тензор; μ – элонгационная вязкость; \mathbf{E} – тензор скоростей деформаций; θ – время релаксации; t – время.

В случае больших упругих деформаций ($\lambda^2 \gg 1$, $\tau_1 \gg \mu/\theta$)

$$\tau_1 = (\mu/\theta)\lambda^2 \exp(-t/\theta), \quad (2)$$

где для упруговязких полимерных жидкостей отношение μ/θ представляет собой модуль упругости G [21]. Таким образом, в случае доминирования упругих напряжений осевая компонента тензора упругих напряжений (1) и осевая компонента тензора избыточных напряжений (2) совпадают, что свидетельствует об эквивалентности РУС Олдройда и Максвелла для описания течений упругих жидкостей с большими деформациями. Механическим аналогом данного РУС является последовательное соединение вязкого и упругого элементов [12] – рис. 5, а.

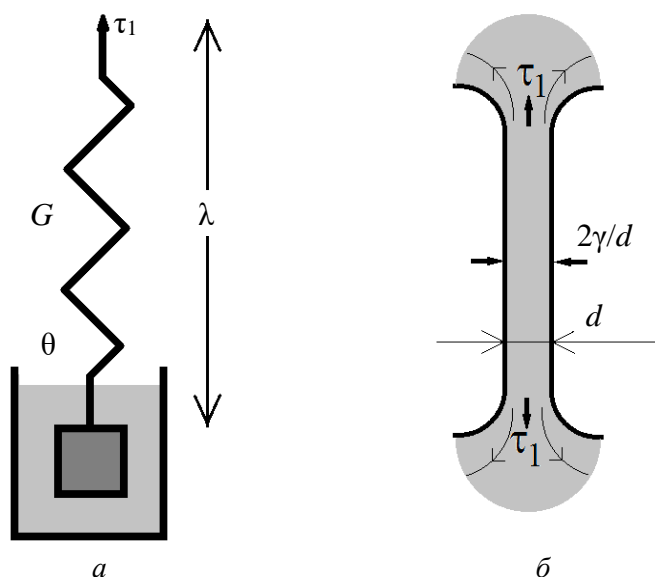


Рис. 5. Модели упруговязкой реологии (а) и утончающейся нити (б)

Как показали прямые экспериментальные измерения величины упругого натяжения нити раствора высокополимера на стадии экспоненциального утончения ($t > t_s$) [2, б], упругая компонента τ_1 приблизительно совпадает с величиной капиллярного давления в нити $\tau_1 \approx 2\gamma/d$ (рис. 5, б), где γ – поверхностное натяжение. Полагая для степени удлинения $\lambda = (d_b/d)^2$, из (1) (или (2)) получим зависимость утончения нити на экспоненциальной стадии

$$2\gamma/d = G(d_b/d)^4 \exp(-t/\theta),$$

которую можно представить в виде

$$d = d_s \exp(-(t-t_s)/3\theta), \quad (3)$$

где величины уравнения (3) связаны между собой условием

$$(2\gamma/G)(d_s^3/d_b^4) \exp(t_s/\theta) = 1. \quad (4)$$

Начальная быстрая стадия утончения нити $t < t_s$ моделировалась линейной зависимостью с коэффициентом пропорциональности α

$$d = d_b - \alpha t, \quad (5)$$

которая качественно соответствует утончению капиллярной нити вязкой жидкости [3–5, 23, 37]. В настоящей работе формула (5) использовалась лишь для кинематических оценок.

Реологические параметры жидкости определялись путём аппроксимации экспериментальной зависимости $d = d(t)$ (см., например, рис. 4) аналитической зависимостью, построенной на основе суперпозиции теоретических кривых (3) и (5).

$$d = (d_b - \alpha t)H(t_s - t) + d_s \exp(-(t - t_s)/3\theta)H(t - t_s), \quad (6)$$

где H – функция Хевисайда; $d_s = d_b - \alpha t_s$ в силу непрерывности теоретической зависимости $d = d(t)$. Данная кривая непрерывна и состоит из двух ветвей, первая из которых описывает быструю начальную стадию утончения нити (5) при $t < t_s$, а вторая – медленную экспоненциальную (3) при $t > t_s$. Сшивка решений в точке t_s , d_s определяет границу перехода одного режима течения в другой.

Аппроксимация осуществлялась с помощью приложения *Origin 6.1* (Раздел *Analysis, NonLinear Curve Fitting*). Определению подлежали параметры α , t_s , θ . В вычислениях аппроксимирующая функция задавалась как (для опыта 7114)

$$(2.0 - ALF \cdot x)/(1 + \exp(-2 \cdot 100 \cdot (-x + t_s))) + \\ + (2.0 - ALF \cdot t_s) \cdot \exp(-(x - t_s)/3/TETA)/(1 + \exp(-2 \cdot 100 \cdot (x - t_s))),$$

в которой $2.0 = d_b$ – измеренный в данном опыте параметр d_b (см. рис. 3 и 4); ALF , t_s , $TETA$ – искомые параметры α , t_s , θ соответственно; x – независимая переменная, отвечающая времени t ; $1/(1 + \exp(-2 \cdot 100 \cdot (-x + t_s)))$ и $1/(1 + \exp(-2 \cdot 100 \cdot (x - t_s)))$ – гладкое моделирование функций Хевисайда $H(t_s - t)$ и $H(t - t_s)$. В результате численных вычислений находились искомые неизвестные параметры и строилась аппроксимирующая кривая (см. пример на рис. 4).

Обработаны видеонаблюдения 8 опытов, результаты представлены на графике рис. 6 и в таблице. Время релаксации θ определялось непосредственно в результате аппроксимации экспериментальных точек, а модуль упругости G рассчитывался по формуле (4). В вычислениях поверхностное натяжение ротовой жидкости полагалось $\gamma = 0,050$ Н/м [9, 15].

Измеренные реологические данные (см. таблицу) характеризуются чрезвычайно высоким разбросом, хотя беглый взгляд на рис. 5 не дает оснований априори предполагать такую особенность. Две причины способствуют разбросу выходных данных, особенно заметному для модуля упругости. Во-первых, как ранее отмечалось, ротовая жидкость формируется путём смешения секретов нескольких слюнных желез, каждая из которых может формировать секрет с уникальными свойствами. Другая причина – сильная зависимость от входных данных. Так, модуль упругости определяется путём возведения в третью степень промежуточного диаметра d_s и в

четвёртую степень начального диаметра d_b . Поэтому небольшая ошибка в значениях d_s , d_b многократно усиливается в процессе возведения в степени. Такая ситуация близка к случаю некорректно поставленной задачи [8]. С учётом приведенных обстоятельств целесообразно в качестве усредненных данных использовать медианы измеренных значений [13]. «Оценки медианы более робастны, её оценивание может быть более предпочтительным для распределений с так называемыми тяжёлыми хвостами. Главное преимущество медианы в устойчивости к выбросам – аномально большим или малым значениям». Использование приложения *Origin 6.1* к анализу данных таблицы приводит к следующим медианным значениям реологических параметров ротовой жидкости

$$\langle G \rangle = 0,10785 \text{ Па}, \langle \theta \rangle = 0,32883 \text{ с}. \quad (7)$$

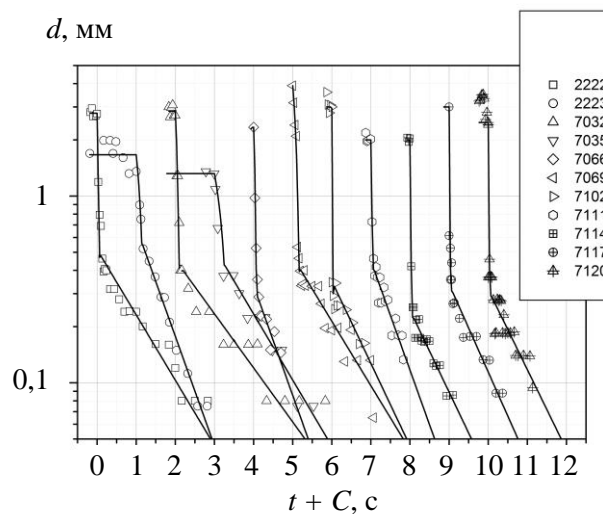


Рис. 6. Зависимости изменения диаметра нити от времени по данным 8 опытов (символы и номера опытов показаны на врезке). Для наглядности кривые сдвинуты по времени с шагом 1 с. Горизонтальные участки на некоторых кривых показывают размер капли до начала растяжения. Сплошные кусочно-линейные зависимости – аппроксимации экспериментальных точек аналитической зависимостью (6)

Результаты обработки данных

Номер опыта	d_b , мм	d_s , мм	t_s , с	G , Па	θ , с
2222	2,777	0,4977	0,04795	0,2328	0,41364
2223	1,6627	0,5658	0,14098	4,1957	0,24684
7032	2,8485	0,4308	0,08505	0,1440	0,49996
7035	1,319	0,4320	0,24703	4,8745	0,40877
7066	2,336	0,3022	0,07169	0,1241	0,24563
7069	3,9	0,4182	0,1533	0,0856	0,41975
7102	3,0	0,3448	0,0199	0,0538	0,32747
7111	2,0	0,4257	0,04266	0,5730	0,24713
7114	2,0	0,2353	0,03873	0,0916	0,33019
7117	3,0	0,3252	0,03535	0,0476	0,3073
7120	2,477	0,3047	0,03585	0,0836	0,33761

Сравнивая параметры (7) с результатами измерения аналогичных параметров в водных растворах полиакриламида (ПАА) и полиэтиленоксида (ПЭО) [33], можно заключить, что близкие к ротовой жидкости параметры упругости $\langle G \rangle = 0,10785$ Па демонстрируют растворы ПАА и ПЭО концентраций 252 и 12449 млн⁻¹, а релаксации $\langle \theta \rangle = 0,32883$ с – растворы ПАА и ПЭО концентрациями 2102 и 19320 млн⁻¹ соответственно. Это означает, что можно подобрать полимеры и соответствующую концентрацию раствора, чтобы приготовить растворы полимеров, моделирующие реальную ротовую жидкость. В частности, раствор ПЭО концентрацией 1–2 % достаточно близок по своей реологии к реальной ротовой жидкости.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Важные следствия вытекают из выполненной работы. Во-первых, впервые определен/оценен полный набор численных значений реологических характеристик ротовой жидкости, а, именно, модуля упругости G и времени релаксации θ . (Предыдущие измерения касались только времени релаксации.) Установление физических характеристик ротовой жидкости позволяет выбрать среди возможных растворов полимеров такие, реология которых совпадает с реологией реальной ротовой жидкости. Использование выбранных модельных полимерных жидкостей позволяет экспериментально воспроизводить в лаборатории гидродинамические процессы, протекающие с реальной ротовой жидкостью.

Во-вторых, набор G и θ «замыкает» реологические уравнения состояний Олдройда–Б или Максвелла с верхней конвективной производной, которые описывают быстрые растяжения упруговязких жидкостей. Именно такие процессы протекают в ротовой жидкости в ходе выброса капель при кашле, чихании, разговоре. Дальнейшая судьба капель, а именно их взаимодействие (в том числе коалесценция и разбрызгивание) с материалом защитных масок, фильтров и других препятствий, также может быть описана с использованием данных моделей. В частности, найденные физические данные помогут предсказать, что будет с каплями в окружающем пространстве, т.е. упадут ли капли на пол, консолидируются ли в защитных средствах, либо разрушатся до уровня аэрозоля и станут удобными объектами для переноса патогенных агентов воздушными конвективными потоками? Описание взаимодействия упруговязких капель с препятствиями может оказаться полезным при разработке новых средств защиты от инфекций.

Наконец, на примере ротовой жидкости показана возможность проведения реологических тестов биологических упруговязких жидкостей при помощи простейших (фактически бытовых) инструментов – линейки, смартфона и пинцета. Прогресс в бытовой электронике приблизил данный класс техники к возможностям профессиональных научных приборов. Продемонстрирована процедура определения реологических характеристик жидкостей на основе обработки видеоизображений и численного анализа получаемых зависимостей. В целом алгоритм выполнения представляемого реологического теста чрезвычайно прост и доступен любому исследователю. Фактически тест заменяет реологические испытания, проводимые с использованием относительно дорогостоящего прибора *CaBER1* [17]. Методика применима для исследований реологических свойств биологических жидкостей, при растяжении капель которых заметно формирование утончающейся капиллярной нити. К данному классу жидкостей относятся, например, мокрота [7, 10, 39, 40], синовиальная жидкость [19, 34], жидкости, участвующие в репродуктивном процессе (см., например, [20]), и др. Все они могут быть исследованы с применением предложенного метода. Представленный алгоритм биореологических исследований

может быть реализован в специальном приложении для смартфона для использования в самых разных условиях, необязательно лабораторных.

БЛАГОДАРНОСТИ

Работа выполнена в рамках государственного задания № АААА-А17-117021310375-7 и при поддержке гранта РФФИ 20-04-60128 Вирусы.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Астарита Дж., Марруччи Дж. Основы гидромеханики неньютоновских жидкостей. – М.: Мир, 1978. – 309 с.
2. Базилевский А.В. Динамика горизонтальных нитей вязкоупругих жидкостей // Изв. РАН. Механика жидкости и газа. – 2013. – № 1. – С. 111-124.
3. Базилевский А.В., Воронков С.И., Ентов В.М., Рожков А.Н. Ориентационные эффекты при распаде струй и нитей разбавленных растворов полимеров // Докл. АН СССР. – 1981. – Т. 257, № 2. – С. 336–339.
4. Базилевский А.В., Ентов В.М., Рожков А.Н. Распад жидкого мостика – метод реологического тестирования биологических жидкостей // Изв. РАН. Механика жидкости и газа. – 2011. – № 4. – С. 119–129.
5. Базилевский А.В., Ентов В.М., Рожков А.Н. Распад мостика жидкости Олдройда – метод реологического тестирования полимерных растворов // Высокомолекуляр. соединения. Серия А. – 2001. – Т. 43, № 7. – С. 1161–1172.
6. Базилевский А.В., Рожков А.Н. Динамика капиллярного распада мостиков упругих жидкостей // Изв. РАН. Механика жидкости и газа. – 2015. – № 6. – С. 100–116.
7. Базилевский А.В., Рожков А.Н., Фаустова М.Е. Реологический контроль муколитической терапии у больных неспецифическими заболеваниями легких // Пульмонология. – 1992. – № 4. – С. 17-20.
8. Вапник В.Н. Восстановление зависимостей по эмпирическим данным. – М.: Наука, 1979. – 448 с.
9. Вязкость слюны. Studfiles. Файловый архив студентов. 1180 вузов, 3303 предметов. <https://studfile.net/preview/3968816/page:7/>.
10. Добрых В.А., Базилевский А.В., Рожков А.Н. Изучение вязкоупругих свойств содержимого дыхательных путей методом утончающейся нити // Лабораторное дело. – 1988. – № 7. – С. 26–27.
11. Ентов В.М., Рожков А.Н. Об упругих эффектах при течении растворов полимеров в каналах переменного сечения и пористой среде // Инж.-физ. журн. – 1985. – Т. 49, № 3. – С. 390–397.
12. Корнфельд М. Упругость и прочность жидкостей. – М.–Л.: Гос. изд-во техн.-теорет. лит., 1951. – 108 с.
13. Медиана (статистика) [Электронный ресурс]. – URL: [ru.wikipedia.org/wiki/%D0%9C%D0%B5%D0%B4%D0%B8%D0%B0%D0%BD%D0%B0_\(%D1%81%D1%82%D0%B0%D1%82%D0%B8%D1%81%D1%82%D0%B8%D0%BA%D0%B0\)](https://ru.wikipedia.org/wiki/%D0%9C%D0%B5%D0%B4%D0%B8%D0%B0%D0%BD%D0%B0_(%D1%81%D1%82%D0%B0%D1%82%D0%B8%D1%81%D1%82%D0%B8%D0%BA%D0%B0)) (дата обращения: 10.05.2021).
14. Определение вязкости слюны [Электронный ресурс]. – URL: studopedia.ru/15_119041_opredelenie-vyazkosti-slyuni.html (дата обращения: 10.05.2021).
15. Определение поверхностного натяжения слюны [Электронный ресурс]. – URL: studopedia.ru/15_119042_opredelenie-poverhnostnogo-natyazheniya-slyuni.html (дата обращения: 10.05.2021).
16. Петровский Б.В. (гл. ред.) Большая медицинская энциклопедия. В 30 т.; АМН СССР; гл. ред. Б.В. Петровский. 3-е изд. – М.: Сов. энциклопедия, 1984. – Т. 23. – 544 с.
17. Реометр растяжения Thermo Scientific HAAKE CaBER 1. Реолаб [Электронный ресурс]. – URL: reolab.ru/catalog/rheology/rheometers/CaBER_1_1487511084.html (дата обращения: 10.05.2021).
18. Рожков А.Н. Динамика и разрушение упруговязких жидкостей (обзор) // Известия РАН. МЖГ. – 2005. – № 6. – С. 3–24.
19. Синовиальная жидкость [Электронный ресурс]. – URL: ru.wikipedia.org/wiki/Синовиальная_жидкость (дата обращения: 10.05.2021).
20. Цервикальный метод [Электронный ресурс]. – URL: ru.wikipedia.org/wiki/Цервикальный_метод (дата обращения: 10.05.2021).
21. Ярин А.Л. Теоретический анализ процесса интенсивного одноосного растяжения концентрированных полимерных систем с постоянной скоростью движения захвата // Высокомолекуляр. соединения. Серия А. – 1988. – Т. 30, № 12. – С. 2492–2497.

22. Abkarian M., Stone H.A. Stretching and break-up of saliva filaments during speech: a route for pathogen aerosolization and its potential mitigation // *Physical Review Fluids*. – 2020. – Vol. 5 – P. 102301-1–102301-10.
23. Bazilevsky A.V., Entov V.M., Rozhkov A.N. Liquid filament microrheometer and some of its applications // Oliver D.R. (ed.). *Third European Rheology Conference and Golden Jubilee Meeting of the British Society of Rheology*. – Dordrecht: Springer, 1990. – P. 41–43.
24. Bazilevsky A.V., Kornev K.G., Rozhkov A.N., Neimark A.V. Spontaneous absorption of viscous and viscoelastic fluids by capillaries and porous substrates // *Journal of Colloid and Interface Science*. – 2003. – Vol. 262, no. 1. – P. 16–24.
25. Bird R.B., Armstrong R.C., Hassager O. *Dynamics of polymeric liquids*. – New York, 1987.
26. Davis S.S. The rheological properties of saliva // *Rheol. Acta*. – 1971. – Vol. 10, no. 1. – P. 28–35.
27. Haward S.J., Odell J.A., Berry M., Hall T. Extensional rheology of human saliva // *Rheol. Acta*. – 2011. – Vol. 50. – P. 869–879.
28. Hinch E.J. Mechanical model of dilute polymer solutions in strong flows // *Physics of Fluids*. – 1977. – Vol. 20, part 2. – P. 22–30.
29. Holterman H.J. On the rheology of human saliva and its substitutes. Ph.D. Thesis. – Netherlands: University of Twente, 1989. – 113 p.
30. Marshall K.A., Liedtke A.M., Todt A.H., Walker T.W. Extensional rheometry with a handheld mobile device // *Experiments in Fluids*. – 2017. – Vol. 58, no. 6. – P. 69.
31. Mellema J., Holterman H.J., s-Gravenmade E.J., Waterman H.A., Blom C. Rheology of human saliva and saliva substitutes // Oliver D.R. (ed.). *Third European Rheology Conference and Golden Jubilee Meeting of the British Society of Rheology*. – Dordrecht: Springer, 1990. – P. 352–354.
32. Rozhkov A.N., Prunet-Foch B., Vignes-Adler M. Breakup of a drop on collision with an obstacle // *Физическое и математическое моделирование процессов в геосредах: сб. материалов Шестой междунар. научн. конф.–школы молодых ученых, 21–23 октября 2020, – М., 2020. – P. 27–29.*
33. Rozhkov A., Prunet-Foch B., Vignes-Adler M. Star-like breakup of polymeric drops in electrical field // *Journal of Non-Newtonian Fluid Mechanics*. – 2015. – Vol. 226. – P. 46–59.
34. Sella P.C., Dowson D., Wright V. The rheology of synovial fluid // *Rheol. Acta*. – 1971. – Vol. 10, no. 1. – P. 2–7.
35. Villermaux E., Bossa B. Drop fragmentation on impact // *J. Fluid Mech*. – 2011. – Vol. 668. – P. 412–435.
36. Wagner C. E., McKinley G.H. Age-dependent capillary thinning dynamics of physically-associated salivary mucin networks // *Journal of Rheology*. – 2017. – Vol. 61. – P. 1309–1326.
37. Wagner C., McKinley G.H., Bourouiba L. An analytic solution for capillary thinning and breakup of FENE-P fluids // *Journal of Non-Newtonian Fluid Mechanics*. – 2015. – Vol. 218. – P. 53–61.
38. Zussman E., Yarin A.L., Nagler R.M. Age- and flow- dependency of salivary viscoelasticity // *Journal of Dental Research*. – 2007. – Vol. 86. – P. 281–285.
39. Бабій І.Л., Платонова О.М. Оптимізація муколітичної терапії при гострих обструктивних бронхітах у дітей // *Буковин. мед. вісник*. – 2007. – Т. 11, № 1. – С. 5–7.
40. Платонова О.М. Реологічні якості мокротиння та особливості перебігу гострого обструктивного бронхіту у дітей // *Клінічна та експериментальна патологія*. – 2007. – Т. 6, № 1. – С. 84–86.

ELASTICITY AND RELAXATION PROPERTIES OF ORAL FLUID

A.N. Rozhkov (Moscow, Russian Federation)

The study is aimed at creating a method for rheological testing of viscoelastic fluids, the droplets of which, when stretched, form thinning threads, i.e. exhibit the property of spinning. A typical representative of such fluids is oral fluid (or mixed saliva). Among other things, the rheological features of the oral fluid actively affect the mechanisms of transmission of infection by airborne droplets. In this work, the oral fluid was studied, both from the point of view of a participant in the transmission of infection, and as a model for studying the rheology of viscoelastic fluids. The method is based on video recording of the stretching of a drop of the test liquid between the legs of the tweezers and the subsequent spontaneous thinning of the formed capillary thread of the liquid. The process is controlled by the competition of forces of inertia, elasticity, capillarity. By analyzing the video recording, it

is possible to trace the contribution of each factor and, within the framework of the Oldroyd/Maxwell rheological equation of state (model), determine the numerical values of all model constants. The obtained rheological characteristics of the oral fluid will make it possible to theoretically model the processes of the formation of drops of oral fluid during sneezing, coughing, talking, as well as the processes of collision of drops with protective masks and filters, as well as with other obstacles. In general, the proposed method of rheological testing is applicable for studying a wide class of viscoelastic fluids, including biological ones. Among the latter are bronchial sputum, synovial fluid, reproductive fluids and others. The method is distinguished by the simplicity of the experiment and the use of elementary equipment.

Key words: drop, oral fluid, filament, thinning, rheological test, relaxation time, elastic modulus.

Получено 11 мая 2021