

ПРИМЕНЕНИЕ МЕТОДА ФОТОМЕТРИРОВАНИЯ КАПЕЛЬНОЙ ПРОБЫ КРОВИ ДЛЯ ОЦЕНКИ ПРОЦЕССА ОСЕДАНИЯ ЭРИТРОЦИТОВ

А.А. Аристов, Я.С. Пеккер, Г.С. Евтушенко

Томский политехнический университет

E-mail: aristov@tpu.ru

Рассмотрено применение метода фотометрирования пробы крови, имеющей форму лежащей капли для оценки процесса оседания эритроцитов. Представлено теоретическое обоснование и приведены результаты экспериментальных исследований использования предлагаемого подхода. Показана эффективность метода в плане минимизации объема пробы и сокращения времени анализа.

Введение и постановка задачи

Измерение скорости оседания эритроцитов (СОЭ) является одним из наиболее часто проводимых анализов крови. Оценка скорости оседания эритроцитов крови используется как простая неспецифическая проба, по которой можно судить о наличии воспалительных процессов в организме, а также отслеживать течение болезни и эффективность проводимой терапии [1, 2]. Несмотря на относительную простоту выполнения данного анализа, существует потребность в оптимизации и автоматизации методов исследования СОЭ.

Как показал проведенный нами обзор мировых изысканий, в области оптимизации и автоматизации определения СОЭ можно выделить несколько основных направлений, по которым ведутся исследования и предлагаются технические разработки [3]:

- получение результатов анализа в срок <60 мин;
- уменьшение объема пробы крови, требуемой для испытания;
- усовершенствование контейнера для забора крови с целью оптимизации пробоподготовки;
- повышение информативности анализа.

Существующие современные методы оптимизации анализа СОЭ, в том числе внедренные в конкретные приборы, позволяют снизить время его проведения до 15...20 мин (стандартный метод занимает 1...2 ч), повысить чувствительность и снизить ошибку оператора. Для этого чаще всего используют оптические методы считывания информации со стеклянной или прозрачной пластмассовой трубки, в которой происходит разделение крови на два слоя вследствие оседания клеток под действием силы тяжести или в результате действия центробежных сил при центрифугировании.

Одной из основных задач в плане оптимизации анализа все еще остается проблема снижения объема пробы, необходимой для исследования. Так, стандартный, принятый в зарубежной практике метод Альфа Вестергрена требует забора 2 мл крови, которая берется из вены. Для используемого в России микрометода Панченкова необходимо около 0,2 мл крови. Но так как в последнем случае используют капиллярную кровь, которую обычно получают путем прокола мягких тканей пальца, нужный для анализа объем набрать достаточно сложно, если

не оказывать при этом внешнее усилие на сосуды. Давление на ткани может привести к нарушению состава исследуемой крови в результате попадания в нее лимфы [1]. В случае проведения данного анализа у детей, вопрос минимизации объема исследуемого образца становится еще более актуальным.

Таким образом, важной остается разработка высокоэффективной, автоматизированной, лабораторно-диагностической аппаратуры, позволяющей производить оценку агрегационных и седиментационных характеристик клеток крови в микропробе за короткий промежуток времени.

Наши исследования посвящены созданию и апробации нового метода оценки СОЭ, имеющего достаточно высокую чувствительность к процессам агрегации и седиментации клеток, происходящим в исследуемой пробе, а также дающего возможность значительно снизить объем крови, необходимой для анализа.

Одна из проблем минимизации объемов используемой крови связана с устоявшимися традициями и нормами, принятыми в медицинской клинической практике с начала XX столетия. Как в нашей, так и в зарубежной практике СОЭ измеряют в трубках определенного диаметра и высоты, для которых набран значительный клинический материал.

Если не отклоняться от классической методики определения СОЭ, уменьшение объема используемой крови можно получить путем изменения высоты и диаметра трубки. Однако при уменьшении диаметра трубки значительно возрастает процент клеток, контактирующих со стенкой. На стадии формирования клеточных агрегатов данный факт может сказаться незначительно, но в фазе оседания агрегатов он может нарушить физиологичность процесса и заметно затормозить его [1, 2, 4, 5]. Согласно [4], величина СОЭ не зависит от диаметра трубки только при его величине более 4 мм. Следовательно, данный параметр измерительной трубки имеет ограничения. Выбор высоты трубок можно связать с понятием динамической шкалы измеряемого параметра СОЭ. При измерении по Панченкову этот диапазон составляет от 0 до 70 мм и позволяет различать ряд граничных состояний: низкое, среднее, повышенное значение СОЭ. Уменьшение высоты трубки приведет к сжатию динамического диапазона и менее точной регистрации исследуемого параметра.

В ряде приборов уменьшения времени исследования добиваются за счет наклона измерительных трубок, их центрифугирования и других манипуляций с образцом. Но все эти влияния на пробу нарушают в целом заложенный в основу метода естественный процесс оседания и могут привести к ошибочным результатам. Поэтому при разработке новых методов желательно применять минимальное вмешательство в исследуемый процесс.

Из выше сказанного можно сделать вывод об ограниченности методических и технических возможностей в плане минимизации объема и времени исследования при “классическом” подходе к оценке процесса оседания клеток.

На наш взгляд, в качестве микрометода определения СОЭ и агрегации клеток довольно успешно может быть применен разработанный и апробированный нами метод фотометрирования исследуемой жидкой пробы, имеющей форму капли, расположенной на прозрачной гидрофобной подложке [6], рис. 1. Возможность использования этого метода для оценки СОЭ базируется на особенностях процесса оседания клеток внутри пробы, сформированной в виде лежащей капли, и изменяющихся при этом оптических свойствах такой пробы.

Моделирование процесса оседания эритроцитов в капле и экспериментальные результаты

Для реализации метода фотометрирования капельных проб и возможности более детально исследовать поведение подобной оптической системы нами была сконструирована исследовательская установка [7]. В ней в качестве зондирующего излучения используется коллимированный непрерывный световой поток от светодиода ближнего ИК диапазона ($\lambda=940$ нм), запитанного от источника стабильного тока. Выбранная нами длина волны попадает в спектральный диапазон волн (800...1000 нм), который обычно используют для оценки агрегационных свойств эритроцитов крови. Чувствительным элементом фотоэлектрического преобразователя (ФЭП) является фотодиод, расположенный соосно с источником излучения и работающий в фотогальваническом режиме. ФЭП представляет собой преобразователь ток (фотодиода)-напряжение и имеет линейную зависимость выходного напряжения от интенсивности излучения, попадающего на фотоприемник. Соответственно, изменение выходного напряжения ФЭП связано прямопропорциональной зависимостью с изменением интенсивности прошедшего через каплю излучения и по нему можно оценивать изменение оптических свойств исследуемой пробы. В свою очередь, оптические характеристики пробы определяются физическими и физико-химическими процессами, протекающими в капле. В случае исследования капельной пробы цельной крови – это в первую очередь процессы агрегации клеток и оседания их под действием силы тяжести. Элементы измерительной оптической системы закреплены в

термостабилизированной камере первичного измерительного преобразователя. Внутри камеры на специальной кювете размещается и капельная проба. Для уменьшения испарения жидких проб в камере имеется система поддержания повышенной влажности.

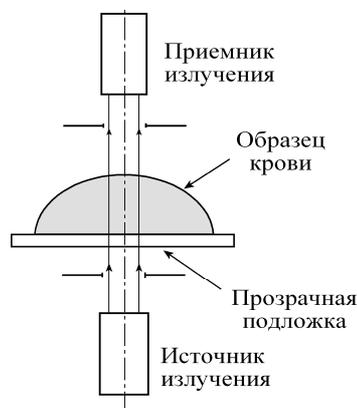


Рис. 1. Схема реализации метода фотометрирования капельной пробы

Увеличение интенсивности проходящего светового потока в случае уменьшения дисперсности среды при агрегации рассеивающих частиц является известным фактом [8–12], и на данном эффекте основана работа большинства агрегометров. В результате уменьшения расстояния между рассеивателями при оседании частиц также наблюдается изменение светопропускания [13, 14]. Все эти процессы происходят и в капельной пробе крови, а, следовательно, могут служить основой метода исследования динамики агрегации и оседания клеток.

Можно выделить еще ряд процессов, которые являются специфичными при оседании частиц именно в капельной пробе, рис. 2. Так, в результате перераспределения клеток, оседающих в центральной части по всему объему осевшего слоя, происходит увеличение концентрации клеток (приведенной к величине зондируемого объема) по периметру основания капли, а в ее центральной части, соответственно, наблюдается их уменьшение и увеличение прозрачности в этой области.

Кроме того, адсорбция поверхностно активных компонентов плазмы на границе раздела кровь/воздух [15, 16], а также агрегация клеток (в начальные моменты оседания) приводят к понижению внутренней энергии пробы, снижению ее поверхностного натяжения и соответственно к уплощению капли, рис. 2, б, что повышает величину светопропускания пробы.

Последний указанный процесс в большей степени оказывает влияние на начальные оптические свойства пробы в первые моменты после формирования капли. Нами экспериментально установлено, что образцы крови с высокими показателями СОЭ обычно имеют и более высокий начальный коэффициент светопропускания капельной пробы.

На рис. 3 представлен экспериментальный график, отражающий величину выходных значений напряжения ФЭП в первую минуту после формирования капли для проб крови с разной величиной СОЭ. Скорость оседания эритроцитов в исследуемых образцах крови определялась по методу Панченкова.

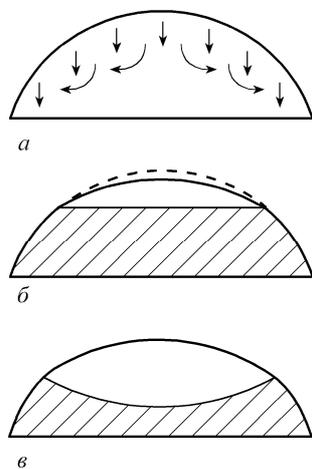


Рис. 2. Модель процессов, происходящих в капельной пробе при оседании в ней эритроцитов: а) перераспределение оседающих клеток по всему объему оседающего слоя; б, в) изменение высоты капли и образование фокусирующей линзы из плазмы крови над оседающими клетками

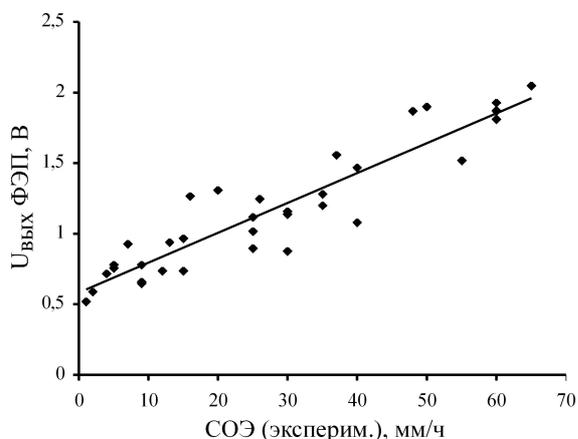


Рис. 3. Зависимость значений выходного напряжения с ФЭП в начальный момент оседания клеток в капельной пробе от скорости оседания эритроцитов образца. Диаметр основания капель – 5,3 мм, объем – 25 мкл

Происходящее в ходе оседания частиц дисперсной фазы образование над ними сферического прозрачного слоя плазмы (рис. 2, б, в) ведет к изменению рассеивающих свойств пробы-линзы и соответственно изменению плотности светового потока, попадающего на фотоприемник. Образовавшаяся “капля” плазмы над оседающим слоем клеток в результате влияния поверхностных сил приводит к изменению кривизны этого слоя, рис. 2, в, что также скажется на величине светопропускания капли. Влияние данного эффекта проявляется только при достаточно длительном фотометрировании капли.

Факты уменьшения дисперсности среды вследствие агрегации клеток и уменьшения толщины просвечиваемого слоя в результате изменения геометрии капли являются достаточно очевидными. Показать факт перераспределения частиц по объему капли, а также качественно его оценить, можно, изучая профили каплей крови после их высушивания. Нами были проведены такие исследования. Для этого после прохождения 20 мин с момента формирования каплей аккуратно удалялся слой надосажденной плазмы и капли оставлялись до полного высыхания при температуре 40 °С. Высушенные капли крови после прохождения процесса оседания в них имеют форму плоских или вогнутых в центральной части дисков, рис. 4.

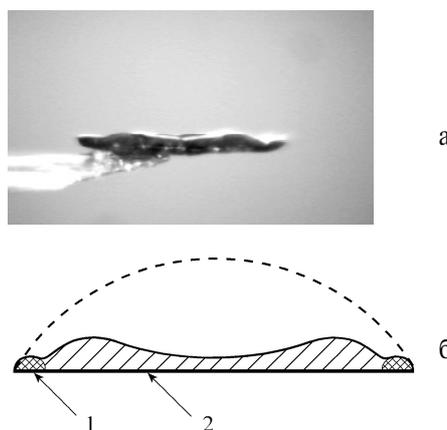


Рис. 4. Фотография высушенной капли крови (а) и схематичное представление распределения компонентов крови после окончания процесса оседания эритроцитов (б): 1) белковое кольцо, 2) слой эритроцитов

По внешнему диаметру капли располагается кольцо из белковых компонентов крови, обусловленное центробежными течениями [17, 18]. Как видно из фотографии, большая концентрация клеток наблюдается по краям капли, хотя, исходя из начальной сферической формы, следовало бы предположить аналогичную форму проекции высушенной капли.

О перераспределении клеток по объему пробы говорит и тот факт, что при изменении диаметра пучка зондирующего излучения резко меняется динамика изменения регистрируемого светового потока. При увеличении диаметра зондирующего луча (плотность светового потока не изменяется), скорость изменения величины светопропускания капельной пробой заметно уменьшается, рис. 5. Для диаметра луча, близкого к диаметру капли, изменение интенсивности проходящего светового потока от перераспределения клеток по капле схоже с динамикой светопропускания пробой крови, размещенной в плоской кювете, просвечиваемой вертикально и имеющую сравнимую с каплей толщину просвечиваемого слоя. Для плоской кюветы изменение диаметра зондирующего излучения слабо влияет на динамику светопропускания.

Был проведен математический анализ изменения концентрации клеток, находящихся в области

прохождения светового потока при изменении толщины оседающего слоя h эритроцитов в капле. При расчетах принималось, что поверхность капли имеет сферическую форму, в оседающем слое клетки равномерно распределены по всему объему и верхний слой клеток на границе с плазмой образует плоскую поверхность. На рис. 6 приведено схематичное представление капельной пробы, используемое для проведения расчетов.

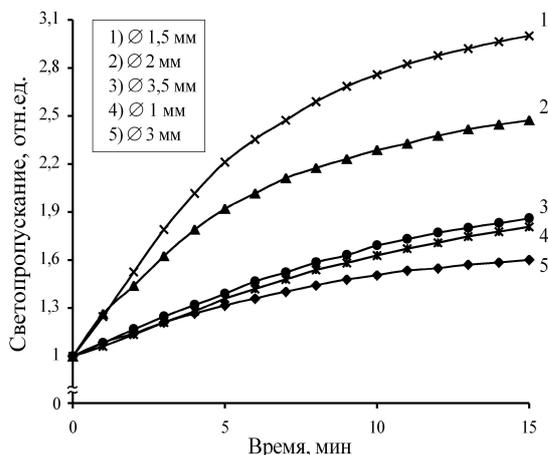


Рис. 5. Динамика изменения интенсивности излучения, проходящего через пробу крови в зависимости от диаметра светового потока: 1, 2, 5) капельная проба; 3, 4) плоская кювета. СОЭ крови – 40 мм/ч, диаметр основания капли – 3,5 мм, объем капли – 11 мкл

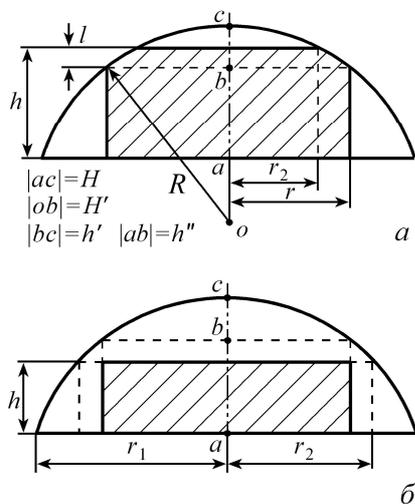


Рис. 6. Схема капли для анализа концентрации эритроцитов, находящихся в области прохождения светового потока. Область клеток в световом потоке (заштрихована): а) в начальный момент оседания; б) в заключительной фазе оседания. H – высота капли, r , r_1 , r_2 – радиусы светового потока, капли и верхнего слоя оседающих клеток

Концентрация оседающих клеток в области прохождения зондирующего пучка равна отношению количества клеток, находящихся в просвечиваемой зоне, к объему этой зоны капли,

$$C_{\text{эр изл}} = N_{\text{эр изл}} / V_{\text{изл}} \quad (1)$$

Исходя из геометрического анализа графической модели (рис. 6), $V_{\text{изл}}$ может быть найден как сумма объемов цилиндра с радиусом r и высотой h'' и сегмента с радиусом основания r и высотой h' , рис. 6. Используя для вычислений экспериментально известные данные (H , r , r_1) и полученные из них расчетные параметры, находим

$$V_{\text{изл}} = \pi r^2 \left(H - \frac{R-H'}{2} \right) + \frac{\pi}{6} (R-H')^3, \quad (2)$$

где $H' = \sqrt{R^2 - r^2}$, а $R = (r_1^2 + H^2) / 2H$.

$$N_{\text{эр изл}} = V_{\text{сл изл}} \cdot C_{\text{эр сл}}, \quad (3)$$

где $V_{\text{сл изл}}$ – объем осевшего слоя эритроцитов, попадающих в зондирующий световой пучок (заштрихованная область на рис. 6), а $C_{\text{эр сл}}$ – концентрация клеток в этом слое.

Рассчитаем входящие в выражения (3) множители. Уменьшение h ведет к увеличению r_2 . Пока $r_2 < r$ (рис. 6, а), $V_{\text{сл изл}}$ равен сумме объемов цилиндра с радиусом r и высотой h'' и слоя с большим радиусом r и высотой l . Находя через известные величины соответствующие объемы, суммируя их и упрощая выражение, получаем

$$V_{\text{сл изл}} = \pi r^2 h - \pi \left(l^2 H' + \frac{l^3}{3} \right),$$

где $l = h + R - H - H'$. Для случая, когда $r_2 \geq r$ (рис. 6, б),

$$V_{\text{сл изл}} = \pi r^2 h.$$

Входящая в (3) $C_{\text{эр сл}}$ находится из выражения:

$$C_{\text{эр сл}} = V_{\text{кап}} \cdot C_{\text{эр0}} / V_{\text{сл}},$$

где $C_{\text{эр0}}$ – общая концентрация эритроцитов в исследуемой крови, $V_{\text{сл}}$ – объем слоя, занимаемый осевшими эритроцитами, $V_{\text{кап}}$ – объем капли. $V_{\text{сл}}$ равен объему слоя радиуса r_1 с высотой h , и полученное для его вычисления выражение имеет вид:

$$V_{\text{сл}} = \frac{\pi h}{2} \left(\frac{r_1^2 (2H - h)}{H} + Hh - \frac{2h^2}{3} \right).$$

Необходимый для расчетов объем капли равен:

$$V_{\text{кап}} = \frac{\pi H}{2} \left(r_1^2 + \frac{H^2}{3} \right).$$

Вычисляя выражения (2), (3) в зависимости от изменения h , тем самым, моделируя процесс оседания и подставляя полученные значения в (1), находим изменение концентрации клеток в зондируемой области. Графики расчетных значений изменения концентрации при разных диаметрах зондирующего луча, полученные на основе приведенных выше выражений для капли с диаметром основания 6 мм и высотой 2 мм представлены на рис. 7. Предполагая, что гематокрит пробы равен ~0,5, конечная толщина осевшего слоя клеток составит 0,7...0,8 мм. При этом концентрация клеток в зоне просвечивания для диаметра потока 1 мм уменьшается примерно в 1,6 раза. С увеличением же диаметра светового потока эта величина снижается, при-

ближаясь к 1 в случае равенства диаметра зондирующего светового потока с диаметром основания капельной пробы.

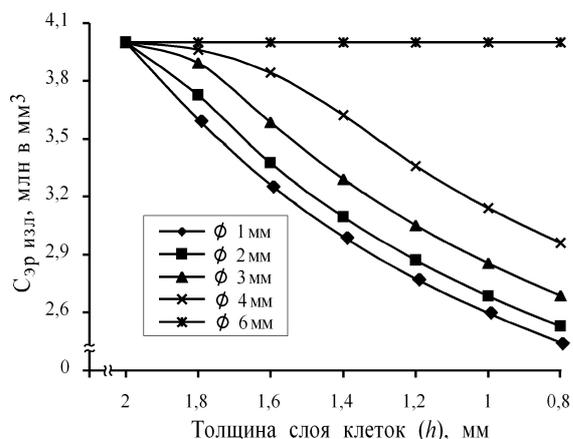


Рис. 7. Расчетное изменение концентрации клеток при оседании в области прохождения зондирующего излучения для разных диаметров луча

Так как динамика изменения концентрации клеток в области просвечивания, характерная для капельной пробы, является функцией, зависящей от скорости оседания клеток (скорости изменения h) и определяет динамику изменения интенсивности проходящего светового излучения, то на основе оценки изменения последнего параметра во времени (с учетом агрегационных процессов) может быть определен и параметр СОЭ.

Начальные установившиеся эксперименты по анализу СОЭ в капельных пробах подтвердили такую возможность [6]. На рис. 8 представлен ряд экспериментальных кривых отражающих изменение светопропускания капельных проб в ходе агрегации и оседания в них эритроцитов для образцов крови с разным значением СОЭ.

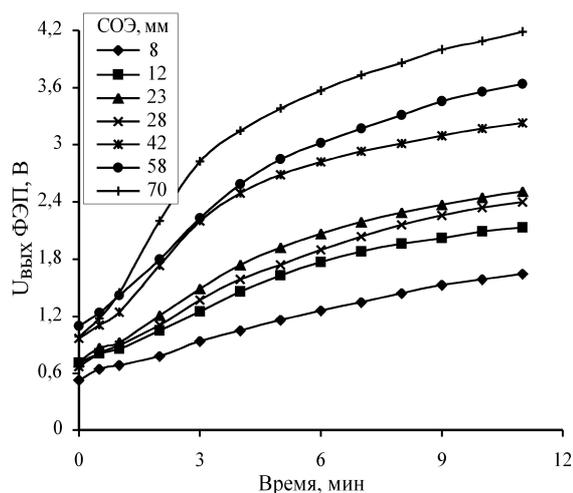


Рис. 8. Динамика изменения значений выходного напряжения с ФЭП в ходе фотометрирования капельных проб крови с разной величиной СОЭ. Диаметр основания капли – 5,3 мм, объем – 25 мкм, диаметр зондирующего пучка – 2 мм

Хотя различия в динамике поведения кривых светопропускания для капельных образцов в зависимости от величины СОЭ, рис. 8, весьма очевидны, требуется более глубокий их анализ для получения адекватной информации о происходящих в пробе процессах. С этой целью необходимым является накопление и анализ большого количества экспериментального материала, а также создание математической модели светопропускания капельной пробой, которая позволяла бы целенаправленно подходить к выбору конструкции оптической измерительной системы, параметрам капельной пробы и анализу получаемой информации.

На рис. 9–11 представлены результаты экспериментального исследования, в ходе которого прово-

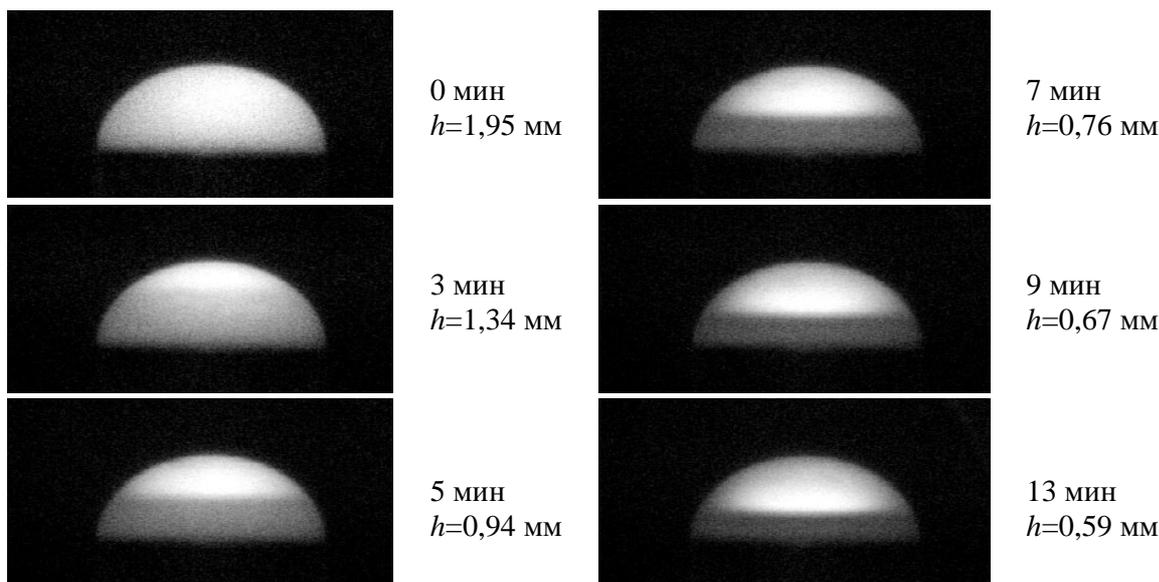


Рис. 9. Кинограмма оседания эритроцитов в капле. Диаметр основания капли – 5,3 мм, объем – 25 мкл, высота – 1,95 мм, СОЭ – 60 мм/ч

дилось непосредственное сравнение изменения величины светового потока, прошедшего через капельную пробу (по изменению выходного напряжения ФЭП), с толщиной осевшего слоя клеток, оцениваемого по снимкам боковой проекции капельной пробы в рассеянном излучении, рис. 9.

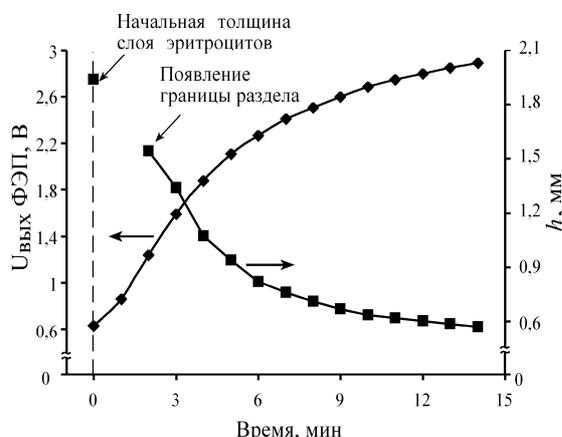


Рис. 10. Временные диаграммы изменения толщины слоя клеток при оседании и соответствующего выходного напряжения с ФЭП

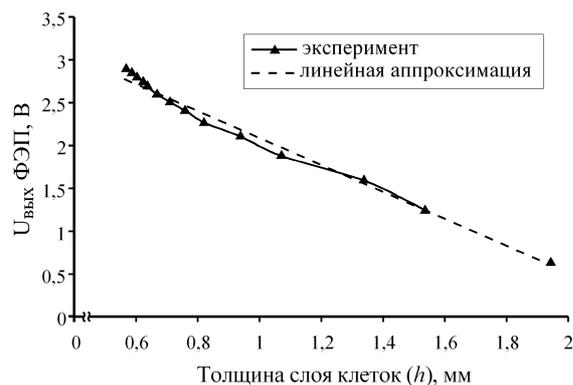


Рис. 11. Экспериментальная зависимость изменения величины выходного напряжения фотопреобразователя от толщины осевшего слоя клеток в капельной пробе

Из графика, рис. 11, видно, что с момента образования границы раздела фаз клетки/плазма зависимость изменения величины выходного напряжения ФЭП от толщины осевшего слоя клеток близка к линейной, а значит, имеется достаточно тесная корреляционная связь между этими показателями.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Бурчинский Г.И. Реакция оседания эритроцитов. — Киев: Госмедиздат УССР, 1962. — 205 с.
2. Чижевский А.Л. Биофизические основы реакции оседания эритроцитов. — Новосибирск: Наука, 1980. — 178 с.
3. Аристов А.А. Возможности и пути автоматизации измерения скорости оседания эритроцитов // Электронные средства и системы управления: Матер. Всерос. науч.-практич. конф. — Томск: Изд-во ИОА СО РАН. — 2003. — С. 269–273.
4. Ямайкина И.В., Ивашевич Э.В. Математическая модель оседания эритроцитов в капиллярах // Инженерно-физический журнал. — 1999. — Т. 72. — № 1. — С. 54–60.

На основании данного эксперимента можно сделать вывод, что динамика поведения кривой светопропускания капельным образцом достаточно адекватно отражает исследуемый нами процесс оседания клеток в пробе. Следует учитывать, что оптические свойства пробы зависят также и от фактора агрегации клеток, который в большей степени сказывается на начальном участке кривой светопропускания. В заключительной фазе процесса оседания, когда толщина просвечиваемого слоя со временем меняется незначительно, оптические свойства будут определяться структурированием системы клеточных агрегатов. Все эти факторы необходимо учитывать при анализе кривых светопропускания с целью получения конечной зависимости, связывающей динамику изменения светопропускания капельного образца крови с величиной СОЭ. Процедура получения конечного результата работы прибора (величина скорости оседания эритроцитов) при его практическом использовании должны уточняться на этапе экспериментальной отработки и градуировки, на основе статистического медицинского материала.

Заключение

Результаты теоретических и экспериментальных исследований позволяют сделать вывод о перспективности использования предлагаемого метода для регистрации показателя СОЭ и возможности создания автоматизированного прибора, принцип действия которого заключается в определении оптических свойств лежащей капельной пробы крови в ходе процесса агрегации и оседания в ней исследуемых частиц. Процесс оседания клеток в капельной пробе полностью заканчивается через 15...25 мин, при этом интенсивность излучения, прошедшего через пробу, изменяется (в зависимости от скорости оседания клеток, геометрии пробы, особенностей просвечивания) примерно в 1,2...5 раз.

Реализация предлагаемого метода позволит повысить объективность анализа, сократить необходимые затраты времени до 10...15 мин и уменьшить объем используемой крови до 25 мкл. Применение всего одного регистрационного канала значительно упрощает алгоритм обработки результатов.

5. Fabry T.L. Mechanism of Erythrocyte Aggregation and Sedimentation // Blood. — 1987. — V. 70. — № 5. — P. 1572–1576.
6. Аристов А.А. Капельный микрометод оценки скорости оседания эритроцитов крови // Электронные средства и системы управления: Матер. Всерос. науч.-практич. конф. — Томск: Изд-во ИОА СО РАН, 2003. — С. 273–277.
7. Пат. на ПМ 47526 РФ, МПК⁷ G01N 33/00. Устройство для оценки физических свойств биологических жидкостей / А.А. Аристов. Заявлено 17.02.2005; Опубл. 27.08.05. Бюл. № 24. — 7 с.: ил. 2.
8. Shvartsman L.D., Fine I. Optical transmission of blood: Effect erythrocyte aggregation // IEEE transaction on biomedical engineering. — 2003. — V. 50. — № 8. — P. 1026–1033.

9. Shvartsman L.D., Fine I. RBC Aggregation Effects on Light Scattering from Blood // Proc. SPIE. – 2000. – V. 4162. – P. 120–129.
10. Fine I., Fikhte B., Shvartsman L.D. RBC aggregation assisted light transmission through blood and occlusion oximetry // Proc. SPIE. – 2000. – V. 4162. – P. 130–140.
11. Borovoi A.G., Naats E.I., Oppel U.G. Scattering of light by a red blood cell // J. Biomed. Opt. – 1998. – № 3. – P. 364–372.
12. Тучин В.В. Исследование биотканей методами светорассеяния // Успехи физических наук. – 1997. – Т. 167. – № 5. – С. 517–539.
13. Лойко В.А., Бредник В.В. Рассеяние света в дисперсных слоях с высокой концентрацией оптически мягких частиц // Оптика и спектроскопия. – 2003. – Т. 95. – № 5. – С. 855–862.
14. Понявина А.Н. Селекция оптического излучения при рассеянии в частично упорядоченных дисперсных средах // Журнал прикладной спектроскопии. – 1998. – Т. 65. – № 5. – С. 721–733.
15. Казаков В.Н., Синяченко О.В., Файнерман В.Б. Межфазная тензиометрия биологических жидкостей: вопросы теории, методы и перспективы использования в медицине // Архив клин. эксперим. мед. – 1998. – Т. 7. – № 1. – С. 5–12.
16. Hrnčič E., Rosina J. Surface tension of blood // Physiol. Res. – 1997. – V. 46. – № 4. – P. 319–321.
17. Яхно Т.А. и др. Белок и соль: пространственно временные события в высыхающей капле // Журнал технической физики. – 2004. – Т. 74, вып. 8. – С. 100–108.
18. Deegan R.D. et al. Contact line deposits in an evaporating drop // Physical Review E. – 2000. – V. 62. – № 1. – P. 756–765.

УДК 616.3

ДИАГНОСТИЧЕСКИЙ КОМПЛЕКС ОПТИКО-ЭЛЕКТРОННОГО ЗОНДИРОВАНИЯ С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ ИНФРАКРАСНОГО ИЗЛУЧЕНИЯ

С.В. Гюнтер, В.Ф. Вотяков, В.К. Жуков, Г.Ц. Дамбаев*

Томский политехнический университет

E-mail: guntersv@inbox.ru

*Сибирский государственный медицинский университет

Предложен оптико-электронный диагностический комплекс, используемый для исследования функциональных заболеваний пищевода. В основе новой методики лежит зондирование с применением инфракрасного излучения. Показано, что созданный оптико-электронный диагностический комплекс может быть эффективным дополнительным средством при исследованиях перистальтической функции органов желудочно-кишечного тракта.

Введение

Распознавание заболеваний органов пищеварительной системы представляет большие, порой непреодолимые трудности. Вместе с тем успех лечения, в первую очередь, зависит от своевременного выявления функциональных нарушений тканей органов желудочно-кишечного тракта (ЖКТ).

Заболевания в стадии функциональных расстройств интересуют сейчас не только врачей, но и пациентов, ибо успех оперативного лечения зависит от ранней диагностики заболевания и, наиболее ценным, является диагностика органов ЖКТ в функциональном аспекте [1].

Функциональные заболевания исследуемых органов по существу являются расстройствами их двигательной функции, многие из которых сопутствуют другим заболеваниям. В современной медицине для исследования заболеваний ЖКТ имеется множество диагностических методов, позволяющих наблюдать либо регистрировать особенность изменений стенок полых органов [2].

Существующие методы исследования позволяют наблюдать лишь довольно узкий спектр перистальтических изменений. Такие методы, как рентгенографический, радиотелеметрический и эзофагонаметрический малоинформативны. Методы

ультразвуковой диагностики и внутрипищеводной реографии недостаточно точны. Поэтому разработка метода, характеризующего более высокую степень информативности, надёжности, точности и, конечно, быстродействия, имеет большое значение для практической медицины [3].

Выявление перистальтики чрезвычайно актуально при диагностике функциональных заболеваний в клинической практике.

Оптико-электронный диагностический комплекс

Комплекс, предназначенный для регистрации функциональных нарушений пищевода, состоит из трёх основных частей и представлен на структурной схеме (рис. 1).

- оптоэлектронный зонд;
- электронный блок;
- регистрирующее устройство.

На рис. 2 представлена диагностическая система в виде оптико-электронного комплекса и персонального компьютера.

Оптоэлектронный зонд, рис. 3, представляет собой прозрачную гибкую силиконовую трубку. Материал внешней оболочки зонда не оказывает вредного воздействия на стенки тканей исследуемого