

Современные методы измерения параметров свертываемости крови

Аннотация

В статье рассматриваются методы измерения, используемые в клинической практике для диагностики и лечения пациентов с различными нарушениями системы свертываемости крови.

В России, по данным Минздрава, заболевания системы кровообращения среди всех причин смертности занимают лидирующие позиции, опережая заболевания органов дыхания, пищеварения и новообразования [1]. За последние 20 лет смертность от заболеваний системы кровообращения составила в среднем 55 % от общего числа умерших.

Система свертывания крови (гемостаза) представляет собой многофакторный механизм, направленный на поддержание оптимальных реологических свойств крови. Система свертывания крови представлена тромбоцитарно-сосудистым звеном (с участием тромбоцитов с образованием тромбоцитарных агрегатов) и коагуляционным звеном (с участием плазменных белков крови с образованием фибриновых полимеров). Оба звена имеют сложно устроенные механизмы реализации и регуляции, любые нарушения в которых являются причиной развития заболеваний. К таким нарушениям можно отнести нарушения функций или количества тромбоцитов, врожденные или приобретенные дефициты факторов свертываемости, нарушения синтеза фибриногена, дисбаланс синтеза и расходования факторов свертываемости, сосудистые нарушения и т. д. [2]. Для выявления перечисленных выше нарушений системы свертываемости крови в клинической практике используется целый набор различных методов, рассмотренных ниже.

1 Методы исследования состояния плазменного гемостаза

Метод Моравица является наиболее простым: на стекло наносится капля капиллярной крови диаметром 4...6 мм. По поверхности капли каждые 30 с проводят тонким стеклянным капилляром. Время свертывания определяется по моменту появления первых фибриновых нитей, тянущихся за капилляром.

В **методике Ли-Уайта** используется венозная кровь. Пробирку с 1 мл венозной крови устанавливают на водяной бане при 37 °С и через каждые 30 с наклоняют под углом 45...60°. Время от момента взятия крови до появления сгустка считают временем свертывания крови.

Очевидными недостатками подобных методов являются высокое влияние на результат внешних факторов, а также слабая чувствительность [3].

Метод оптической и механической коагулометрии. Для оценки состояния плазменного гемостаза широко используются такие показатели, как протромбиновое время (ПВ), протромбиновый индекс (ПИ) и активированное частичное тромбопластиновое время (АЧТВ). По показателю ПВ, ПИ или его стандартизированной вариации, международному нормализованному отношению (МНО), оценивается состояние внешнего пути свертывания крови, по АЧТВ – состояние внутреннего пути свертываемости крови. ПВ и АЧТВ представляют собой время образования фибринового сгустка после добавления в плазму соответствующего коагулирующего агента. Из показателя ПВ по формуле (1) рассчитывают значение МНО, введение в лабораторную и клиническую практику которого обусловлено попыткой стандартизировать получаемые между лабораториями значения:

$$МНО = \left(\frac{ПВ_{изм}}{ПВ_{норм}} \right)^{МИЧ}, \quad (1)$$

где $ПВ_{изм}$ – протромбиновое время пациента; $ПВ_{норм}$ – нормальное протромбиновое время; $МИЧ$ – международный индекс чувствительности тромбопластина.

По сочетанию показателей ПВ (ПИ, МНО) и АЧТВ можно заподозрить нарушения в системе гемостаза. Также ПВ (МНО) используют при подборе и коррекции дозы лекарственных препаратов, влияющих на плазменный путь свертываемости крови.

Показатели плазменного гемостаза определяют с помощью анализаторов свертываемости крови (коагулометров). В основе принципа работы коагулометров лежит оптический, механический или оптико-механический метод измерения. В качестве образца исследования используется цитратстабилизированная плазма крови. В **оптическом режиме** момент формирования сгустка регистрируется прерыванием или изменением параметров светового луча, генерируемого оптической схемой прибора, по мере изменения оптической плотности образца.

Для регистрации коагуляции в **механическом режиме** используется метод детектирования замедления движения шарика в образце исследования при изменении реологических свойств крови в процессе коагуляции.

В качестве детектирующего элемента также могут использоваться колесо или звезда, что, например, применяется в аппаратах «Coag-Sense» («CoaguSense, Inc.») (рис. 1). На рис. 1б показано, как в просветах вращающейся звезды скапливается свернувшаяся кровь. Сквозь периферию звезды проходит лазерный луч, прерыванием которого регистрируется появление фибринового сгустка.

В качестве образца могут использоваться цельная кровь или плазма, для анализа требуется 10 мкл. Основными преимуществами данной системы являются слабая зависимость от уровня гематокрита (15...60 %) и время исследования менее 1 мин (точное ПВ). Также данный метод уникален простотой реализации, высокой точностью и слабой чувствительностью к помехам.

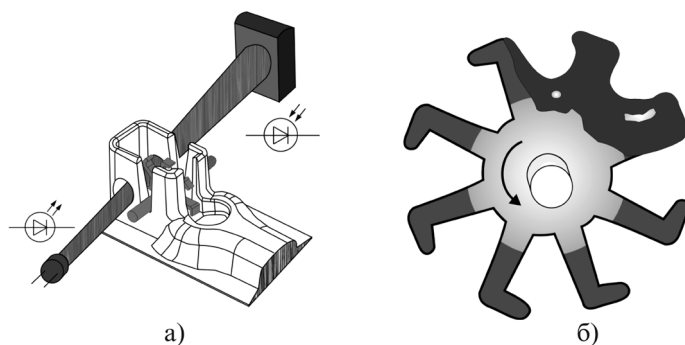


Рис. 1. Участок тестовой кассеты «Coag-Sense» с проходящим через нее лазерным лучом (а); звезда с образовавшимся сгустком крови (б)

Аппаратная реализация позволяет проводить исследования как в специализированных гематологических клиниках, так и на дому и измерить значения только ПВ и МНО, т. е. исследовать только показатели внешнего пути свертывания крови.

Методика, применяемая в аппарате «Coag-Sense», признана «золотым стандартом» механического режима исследования параметров свертывания крови.

Метод определения длины пройденного пути образцом крови в присутствии активаторов коагуляции

Для количественного определения параметров коагуляции крови применима технология, реализованная в аппарате «microINR» («iLine Microsystems»).

Система «microINR» используется для работы с цельной капиллярной кровью и предназначена для проведения самостоятельных анализов *МНО*. Принцип измерения *ПВ* основан на детектировании переднего фронта потока образца крови в микроканалах. На *рис. 2* показана структура одноразового чипа.

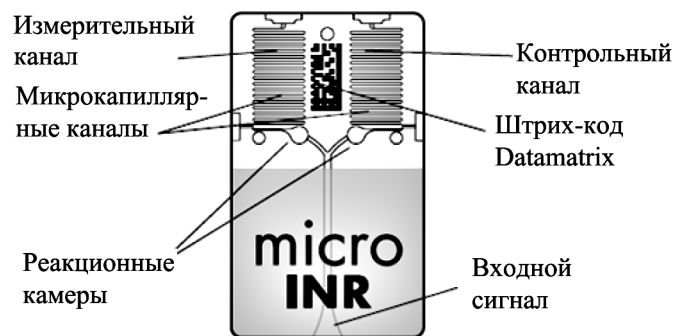


Рис. 2. Структура чипа «microINR»

Чип состоит из двух каналов: первый служит для анализа пробы, второй – для контроля измерения. Образец капиллярной крови попадает в реакционные камеры с нанесенными в них реагентами. После смешивания кровь протекает по микроканалам. Протромбиновое время определяется по мере остановки течения образца. В процессе свертывания вязкость крови возрастает и поведение потока меняется. Прибор контролирует положение переднего фронта потока образца и математически преобразует его в скорость и ускорение (торможение). Расчет *МНО* выполняется по характеристикам полученных кривых.

Преимуществами данной системы являются высокая точность измерения, запись истории измерения (250 исследований), простота управления и считывания данных с помощью интерфейса USB.

Метод импедансной коагулометрии. Коагулометры относятся к стандартному лабораторному оборудованию, однако есть варианты коагулометров индивидуального использования с ограниченным набором измеряемых параметров. К таким приборам относятся «INRatio» («Alere»), «CoaguCheck» («Roche»).

Принцип работы «INRatio» и «CoaguCheck» основан на измерении импеданса образцов в контрольной и тестовой ячейках. Для анализа используется цельная капиллярная кровь пациента. При активации свертывания за счет плазменного белка на электродах в области реакции оседают слои фибриновых сгустков, вследствие чего происходит повышение импеданса образца. По мере изменения импеданса можно дать оценку динамики образования фибринового сгустка.

Тест на генерацию тромбина. Тромбин – основной фермент системы свертывания крови, катализирующий превращение фибриногена в фибрин. Анализ кинетики тромбина позволяет получить информацию, недоступную из наблюдения за процессом полимеризации фибрина [4]. Отталкиваясь от динамики и количества образовавшегося тромбина, можно определить скорость и интенсивность превращения фибриногена в фибрин и, следовательно, судить о процессе тромбообразования.

В приборе «CEVERON alpha» («Technoclon GmbH») для автоматического анализа генерации тромбина используют специальный флуориметрический модуль (*рис. 3*), в котором возбуждающее излучение ($\lambda = 360$ нм) облучает кювету с исследуемым образцом, содержащим флуорогенный субстрат. По мере генерации тромбина от субстрата отщепляются сигнальные молекулы, за счет чего образец начинает флуоресцировать.

Образующееся свечение ($\lambda = 460$ нм) регистрируется на детекторе, при этом узкополосный фильтр пропускает на детектор только излучение с длинами волн в узком рабочем диапазоне, блокируя остальные длины волн.

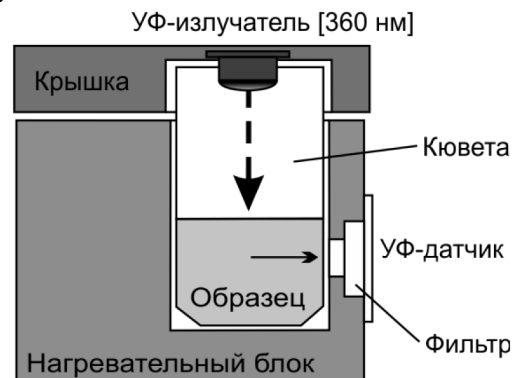


Рис. 3. Конструкция модуля для измерения кинетики образования тромбина прибора «CEVERON alpha»

Недостатком теста генерации тромбина является изменчивость результатов в зависимости от качества и степени чистоты используемого фибриногена. Поэтому для каждого нового образца фибриногена должны выводиться свои нормы путем исследования группы здоровых людей [3].

Метод тромбоэластографии (ТЭГ) основан на измерении физической плотности сгустка. В данном методе исследуемому образцу передаются вращательно-колебательные движения, а затем принимаются и фиксируются колебания образца.

При добавлении в образец активатора свертывания крови начинается образование сгустка. По мере образования фибриновых нитей детектируется изменение колебаний образца. Исследуя изменение плотности сгустка, можно судить о динамике процесса свертывания крови.

В классической ТЭГ, описанной в [6], 0,36 мл крови помещают в кювету, совершающую вращательные колебания с небольшой частотой (каждые 10 с, имитируя венозный поток крови) на $4^{\circ}45'$ градусов. При формировании сгустка колебания передаются на неподвижный датчик, помещенный в кювету (*рис. 4*).

Так, например, в приборе «TEG 5000» («Haemonetics») в качестве датчика-преобразователя используется электромеханический преобразователь движения торсионной нити, подключенный к подвешенному стержню.

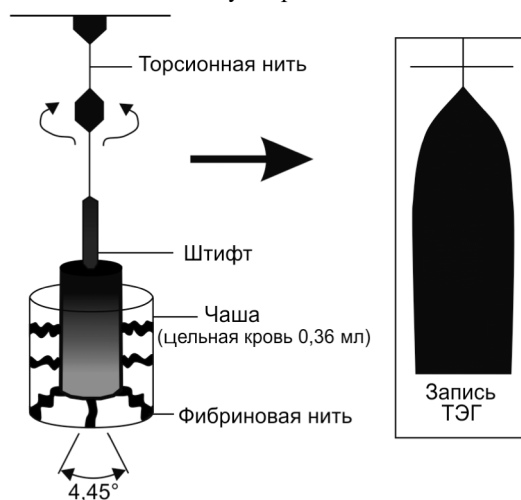


Рис. 4. Конструкция измерительного модуля классического тромбоэластографа

Наиболее важной информацией, которую можно извлечь из кривой ТЭГ (*рис. 5*), являются время и динамика формирования сгустка, эластичность сгустка, время лизиса тромба [3], [12].

Метод позволяет исследовать как спонтанную коагуляцию, так и коагуляцию, индуцированную активаторами. В качестве реаген-

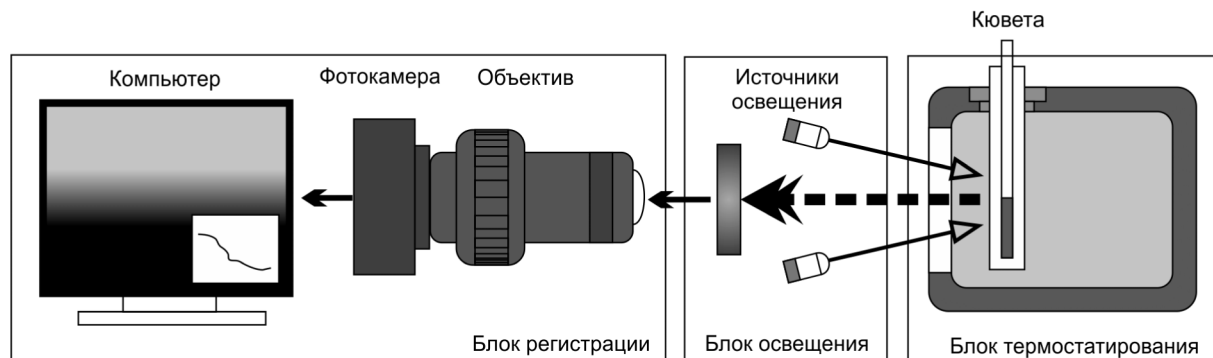


Рис. 5. Блок-схема регистратора «Тромбодинамика»

тов могут использоваться фибринолитики, гепарин и другие антикоагулянты. Помимо изменений, вызываемых лекарственными препаратами, ТЭГ позволяет идентифицировать гиперкоагуляцию, геморрагические заболевания и другие нарушения.

К достоинствам данного метода можно также отнести возможность измерения свертывания в цельной крови; возможность измерения непосредственно прочности сгустка, а не косвенных параметров; возможность применения различных активаторов и реактивов для достижения разных диагностических целей [3].

Основным недостатком метода является возможность измерения только процесса формирования фибринового сгустка, без учета информации, которую можно извлечь из кинетики образования тромбина. Недостатком применения электромеханического преобразователя движения торсионной нити является высокая чувствительность к вибрациям и внешним механическим воздействиям. Также к неудобствам относятся длительность проведения теста, техническая сложность проведения массовых параллельных анализов, необходимость стандартизации результатов и оптимизации используемых реагентов [8].

Метод регистрации тромбодинамики основан на измерении пространственной динамики роста фибринового сгустка. Блок-схема регистратора показана на рис. 5.

В основе принципа действия прибора «Тромбодинамика» (ООО «Гемакор», Россия) лежит формирование тромба на искусственном аналоге мембраны клеток, содержащем правильно ориентированный тканевый фактор свертывания крови (тромбопластин). Из образца венозной крови пациента предварительно готовят плазму, тонкий слой которой затем без перемешивания вносят в находящуюся в водяном термостате прозрачную измерительную кювету с двумя каналами. Тест начинается с введения в образец «гребенки» с нанесенным на нее фактором свертывания крови. Процесс формирования фибринового сгустка фиксируется цифровой камерой. Полученная серия кадров автоматически обрабатывается программным обеспечением, что позволяет в результате получить информацию о динамике свертывания крови во времени и в пространстве [9].

2 Методы исследования состояния системы тромбоцитарного гемостаза

Турбидиметрический метод Борна основан на регистрации изменений светопропускания обогащенной тромбоцитами плазмы, что позволяет исследовать не только агрегацию, но и изменение формы тромбоцитов [10].

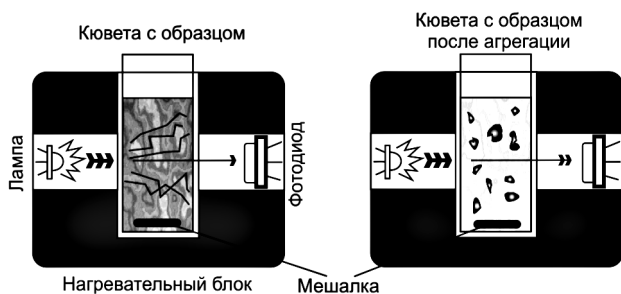


Рис. 6. Конструкция оптического модуля регистратора агрегации

З.А. Габбасовым был предложен новый метод оптической агрегометрии – **метод флуктуаций светопропускания** (ФСП-метод). Данный метод основан на анализе флуктуаций светового потока, проходящего сквозь образец крови. Флуктуации светопропускания возникают за счет изменения числа частиц в суспензии [3].

Основной параметр метода вычисляется по формуле (2):

$$\left(\frac{\sigma}{I}\right)^2 = \theta \frac{\sum_n K_n^2 N_n n R_n}{\sum_n N_n n}, \quad (2)$$

где σ – среднеквадратичное отклонение светопропускания; I – среднее значение светопропускания; θ – общий объем тромбоцитов и/или агрегатов; K_n – эффективность рассеяния; N_n – количество агрегатов; R_n – радиус агрегатов, состоящих из n тромбоцитов каждый.

ФСП-метод отличается высокой чувствительностью, что делает его пригодным для исследования спонтанной агрегации и агрегации под действием низких концентраций индукторов [11].

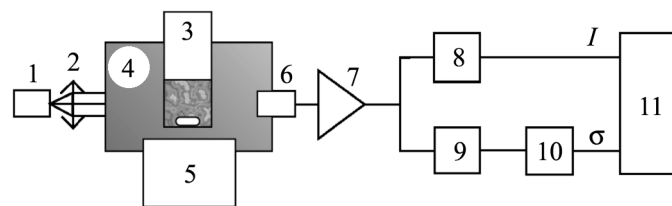


Рис. 7. Блок-схема оптического агрегометра на основе ФСП-метода

На рис. 7 представлена блок-схема оптического агрегометра на основе ФСП-метода. Кювета 3 устанавливается в термостатируемый блок 4. Электромагниты 5 создают магнитное поле, вращая мешалку. Полупроводниковый лазер 1 с коллимирующей линзой 2 дает узкий пучок света, так что оптический канал занимает малую часть объема образца. Интенсивность света, падающего на фотодиод 6, пропорциональна светопропусканию образца. Электрический сигнал с фотодиода попадает в усилитель 7. Это напряжение подается на входы фильтра низких частот 8 и фильтра высоких частот 9. Фильтр низких частот выделяет медленно меняющуюся компоненту сигнала I . Фильтр высоких частот выделяет флуктуации светопропускания, вызванные случайным изменением числа частиц в оптическом канале, и подавляет компоненты сигнала, связанные с вращением несферических частиц. Его выходной сигнал поступает на двухполупериодный выпрямитель 10; выходное напряжение выпрямителя пропорционально среднеквадратичному отклонению светопропускания σ . Как I , так и σ преобразуются в цифровую форму и обрабатываются встроенным микроконтроллером (11).

Методы Борна и Габбасова отличаются простотой аппаратной реализации и исследования оптических свойств образцов. Через кюветы с кровью пропускается пучок света, а прошедший свет попадает на фотоприемное устройство.

По кривой функции зависимости светопропускания образца крови от времени определяют степень и скорость агрегации.

Турбидиметрический метод Борна имеет значительную погрешность, обусловленную рассеиванием света в суспензии. В результате исследования образца анализируется степень усиления светового потока после образования агрегатов в плазме. Еще одним недостатком данного метода является искажение данных при изменении формы тромбоцитов: изменение формы может маскировать начальный этап агрегации, а образование малых агрегатов может вообще не сказываться на светопропускании суспензии. Данный метод наиболее чувствителен к выявлению гипоагрегации.

ФСП-метод Габбасова отличается высокой чувствительностью, что делает его пригодным для исследования спонтанной агрегации. Относительная дисперсия флуктуаций пропорциональна среднему размеру агрегатов и используется для исследования кинетики агрегации. Одним из главных преимуществ ФСП-метода является возможность измерения агрегации тромбоцитов при тромбоцитопении [11], [12]. Основным ограничением является случай малого количества тромбоцитов.

Существенным недостатком метода является относительно высокая погрешность, связанная с высокой чувствительностью к помехам.

Метод импедансной агрегометрии

Данный метод основан на регистрации микротоков, протекающих в системе электродов, погруженных в различные образцы. При этом регистрируется изменение импеданса образца крови под воздействием напряжений. Увеличение импеданса прямо пропорционально тромбоцитарной массе, осаждаемой на электронный системе. Кинетика импеданса позволяет количественно судить о кинетике процесса агрегации.

Импедансный метод универсален тем, что образцами для исследований могут выступать как плазма, обогащенная тромбоцитами, так и разбавленная или цельная кровь.

Главная особенность импедансной агрегометрии состоит в том, что агрегация происходит не в объеме жидкой среды образца, а на поверхности электродов, тем самым моделируя образование слоя тромбоцитов на поврежденном участке ткани, что приближает саму методику к условиям режима *in vivo* (рис. 8а). Данное преимущество позволяет не только выявлять нарушения агрегационных способностей тромбоцитов, но и проводить мониторинг терапии антиагрегантами и быстро оценивать ее эффективность, а также подбирать индивидуальные дозы препаратов.

Метод импедансной агрегометрии позволяет точно и быстро определить параметры индуцированной агрегации тромбоцитов. Типичные графики зависимости импеданса крови от времени показаны на рис. 8б.

Анализ импеданса индуцированной агрегации тромбоцитов крови позволяет скорректировать дозу лекарственного препарата для пациента [14], [15].

В результате анализа методов регистрации состояния тром-

боцитов с учетом отмеченных преимуществ и недостатков, а также измеряемых диагностических параметров можно выделить два наиболее оптимальных метода исследования свертываемости крови, а именно оптическую (турбидиметрическую и ФСП) и импедансную агрегометрию.

Данные методы, несмотря на отмеченные недостатки, являются наиболее оптимальными, благодаря возможности получения с их помощью унифицированных результатов, характеризующих состояние системы свертывания крови.

Также были отмечены существенные преимущества импедансного метода перед оптическим:

- 1) импедансный метод занимает гораздо меньше времени за счет возможности использования в качестве образца цельной крови, в то время как оптический метод требует предварительной пробоподготовки образца;
- 2) методом электронного импеданса можно проводить измерения в гемолизированных, иктеричных и липемических образцах. В образцах, где повышенная турбидность интерферирует с процессами агрегации, оптическая агрегометрия не может точно определить параметры агрегации, что приводит к неправильным результатам [16];
- 3) у пациентов с синдромом гигантских тромбоцитов результаты оптической агрегометрии могут оказаться неправильными, так как не учитывается потеря тромбоцитов при пробоподготовке образца;
- 4) метод импедансной агрегометрии позволяет реализовать компактный анализатор, подходящий пациентам для проведения тестов на дому.

Работа выполнена при поддержке Министерства образования и науки Российской Федерации в рамках федеральной целевой программы «Исследования и разработки по приоритетным направлениям развития научно-технологического комплекса России на 2014-2020 годы», соглашение № 14.607.21.0066, уникальный идентификатор прикладных научных исследований проекта RFMEFI60714X0066.

Список литературы:

1. <http://www.rosminzdrav.ru>.
2. Грацианский Н.А. Антитромбоцитарная терапия. Некоторые методы оценки функции тромбоцитов и связь их результатов с ишемическими событиями и кровотечениями. – М.: Медиасфера, 2006. 23-30 с.
3. Балуда В.П. Лабораторные методы исследования системы гемостаза – М.: Книга по требованию, 2012. 311 с.
4. Al Dieri R., Peyvandi F., Santagostino E. et al. The thrombogram in rare inherited coagulation disorders: Its relation to clinical bleeding // Thromb Haemost. 2002. В. 88. № 4.
5. Кречетова А.В., Синауридзе Е.И., Васильев С.А. и др. Активация свертывания крови в первые сутки сепсиса / Материалы конференции «Клиническая гемостазиология и гемо-

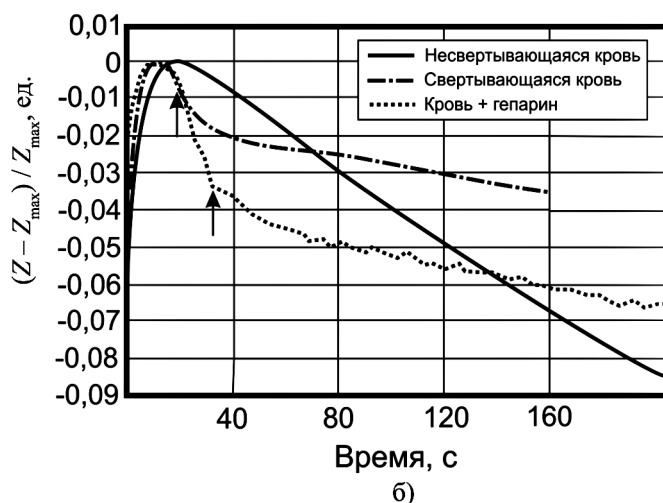
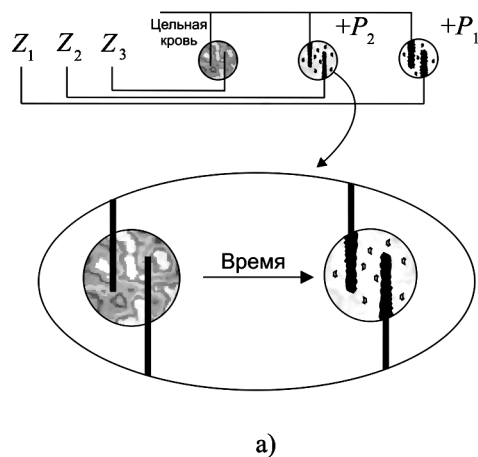


Рис. 8. Осаждение слоя тромбоцитов на электродах датчика импеданса (а); зависимость импеданса крови от времени (б)

- реология в сердечно-сосудистой хирургии». – М., 2009. С. 258-259.
6. Mallett V., Cox D.J. Thrombelastography // British Journal of Anaesthesia. 1992. Vol. 69 (3). P. 307.
 7. www.haemonetics.com.
 8. Trapani L. Thromboelastography: Current Applications, Future Directions // Open Journal of Anesthesiology. 2013. Vol. 3. № 1. PP. 23-27.
 9. Hett D.A., Walker D., Pilkington S.N., Smith D.C. Sonoclot analysis // British Journal of Anaesthesia. 1995. Vol. 75. PP. 771-776.
 10. Gum P.A., Kottke-Marchant K., Welsh P.A., Topol E.J. A prospective, blinded determination of the natural history of aspirin resistance among stable patients with cardiovascular disease // J. Am. Coll. Cardiol. 2003. Vol. 41. P. 961.
 11. Born G.V. The aggregation of black platelets // Physiol. 1963. PP. 178-195.
 12. Сисла Б. Руководство по лабораторной гематологии. – М.: Практическая медицина, 2011. 352 с.
 13. Luddington R.J. Thrombelastography/thromboelastometry // Clin. Lab. Haematol. 2005. Vol. 27. PP. 81-90.
 14. Berney H., O'Riordan J.J. Impedance Measurement Monitors Blood Coagulation // Analog Dialogue. 2008. Vol. 42-08.
 15. Столяр М.А., Ольховский И.А. Диагностическое значение определения агрегационной активности тромбоцитов методом импедансометрии. – М.: Тверь, 2005. 227 с.
 16. Sibbing D., Stegherr J., Braun S. et al. A double-blind, randomized study on prevention and existence of a rebound phenomenon of platelets after cessation of clopidogrel treatment // JACC. 2010. PP. 558-565.

Илья Александрович Базаев,
инженер,

Ангелина Владиславовна Пржиялговская,
инженер,

Павел Алексеевич Руденко,
инженер,

Национальный исследовательский университет «МИЭТ»,
г. Зеленоград,

Андрей Владимирович Тронин,
директор,

ЗАО «БМС-Технология»,
Галина Израилевна Лифшиц,

д-р мед. наук, профессор,
зав. лабораторией персонализированной медицины,

Институт химической биологии
и фундаментальной медицины Сибирского отделения РАН,

г. Новосибирск,
e-mail: ia-bazaev@mail.ru

И.В. Кузнецова, А.Л. Дроздов

Лабораторная установка для изучения клеточных реакций при воздействии импульсного электрического поля высокой напряженности

Аннотация

Статья посвящена описанию модели прибора, предназначенного для исследований влияния электрического поля высокого напряжения на биологические объекты в водном растворе. Приведены диапазоны выходных параметров. Разработана схема реализации устройства, по которой была собрана действующая экспериментальная модель, прошедшая апробацию в реальных лабораторных условиях.

Анализ проблемы и постановка задачи

Электромагнитные поля (ЭМП) – это важный экологический фактор, наряду с другими природными факторами оказывающий существенное влияние на процессы жизнедеятельности организмов. Реакции клеток зависят от их физиологического состояния и способности к адаптации, а также от характера воздействия ЭМП. Установлено, что наибольшую биологическую активность имеют импульсные электромагнитные поля (ИЭМП) [1]. Поскольку разные клетки по-разному реагируют на электрические импульсы, предполагается, что эту особенность можно использовать в терапевтических целях для удаления патологических клеток, не причиняя вреда здоровым тканям. Разрабатываются методики использования ИЭМП для удаления малигнизированных клеток [2]-[4]. В работах, связанных с изучением методик воздействия импульсных электрических полей на малигнизированные клетки, чаще применяются электрические токи высокой напряженности от 1 до 20 кВ/см [5], [6]. Для импульсного ЭМП требуется энергии намного меньше, чем при нагревании; изменения температуры при таком воздействии минимальны, и поэтому ИЭМП относится к нетермическим технологиям [7]. Поскольку электричество легче проходит через жидкости, чем через твердый материал, то обычно ИЭМП используются в жидкой или вязкой среде. Считается, что при воздействии серии электрических импульсов разрушается плазматическая мембрана клеток. При этом происходит электропорация – формирование пор: увеличиваются в размерах имеющиеся поры и возникают новые. Данный процесс может быть как обратимым, так и необратимым. Это зависит от того, является проницаемость мембраны временной

и может ли мембрана восстановиться, или же ее проницаемость постоянна, что может быть причиной разрушения мембраны [8], [9]. Однако механизм повышения проницаемости клеточной мембраны электрическими импульсами в том, что касается их частоты или повторов, понятен не до конца; признается, что эффект зависит от амплитуды, продолжительности и числа импульсов.

Необходимость создания приборов для наглядного изучения и выявления алгоритмов этого и других явлений, связанных с воздействием ИЭМП на клеточном уровне, очевидна. Как правило, клетки находятся в жидкой среде, поэтому актуальна разработка генераторов ИЭМП, приспособленных для экспериментов в водной среде.

Целью рассматриваемой работы было разработать генератор импульсного электромагнитного поля высокого напряжения и апробировать его на живых клетках. Были поставлены следующие задачи: спроектировать и собрать модель генератора импульсного электромагнитного поля; провести испытания работы модели в лабораторных условиях на биологических объектах (гаметы, эмбрионы морского ежа, жабры моллюсков); проанализировать полученные результаты с помощью микроскопических методов.

Реализация модели установки

Описание установки для исследования влияния ИЭМП на клетки, находящиеся в жидкости

Установка для исследования влияния ИЭМП на клетки, находящиеся в жидкости, включает в себя следующие части: генератор ИЭМП высокого напряжения; камеру с проводящей