

ПРИБОР ДЛЯ ОПРЕДЕЛЕНИЯ ВРЕМЕНИ СВЕРТЫВАНИЯ КРОВИ ПО ИЗМЕНЕНИЮ ФАЗЫ УЛЬТРАЗВУКОВОГО СИГНАЛА

Ушакова А.А., Камлач П.В., Бондарик В.М.

*Белорусский государственный университет информатики и радиоэлектроники
ул. П. Бровки, 6, БГУИР, каф. ЭТТ, 220013, Минск, Беларусь
E-mail: ushakova@bsuir.by*

Abstract. Currently coagulation screening tests are performed using special devices for blood coagulation time measurements called coagulometers. They are based on the electromechanical, optical or electrochemical methods. But all of the available coagulation screening tests have their limitations. Any new method enhance the researcher's ability and creates opportunities for new background and new examination devices. Therefore new coagulation screening method and new screening device based on ultrasound phase monitoring are considered.

Введение. Существует несколько подходов к лабораторному обследованию гемостаза: исследование сосудисто-тромбоцитарного гемостаза, фибринолитической системы, паракоагуляции, физиологических антикоагулянтов, факторов свертывания крови и коагуляционного гемостаза. Коагуляционный гемостаз обеспечивает плотную закупорку поврежденных сосудов красным тромбом, состоящим из сети волокон фибрина с захваченными ею клетками крови. Состояние коагуляционного гемостаза можно быстро оценить с помощью таких несложных тестов как определение активированного частичного тромбoplastинового времени (АЧТВ) и протромбинового времени (ПТВ) свертывания плазмы крови.

В настоящее время в клинической лабораторной практике для исследования АЧТВ и ПТВ используют коагулометры – приборы, предназначенные для автоматического определения времени, которое проходит от момента внесения в измерительную кювету с исследуемой плазмой стартового реактива до начала свертывания [1].

Современные коагулометры основаны на электромеханическом, фотооптическом или электрохимическом принципах. В работе [2] представлен новый метод определения АЧТВ и ПТВ, использующий ультразвук. Суть метода заключается в зондировании кюветы с исследуемым образцом ультразвуковыми колебаниями с частотой 600 кГц и определении момента свертывания по изменению амплитуды ультразвукового сигнала в момент образования сгустка. Главным недостатком метода является то, что амплитуда сигнала сильно зависит от качества акустического контакта, которое тяжело обеспечить из-за небольших размеров и цилиндрической формы кюветы. В связи с этим было предложено [3] определять момент образования сгустка не по изменению амплитуды ультразвукового сигнала, а по сдвигу фаз между зондирующим сигналом и сигналом прошедшим через кювету с исследуемым образцом.

Для определения момента свертывания плазмы крови по сдвигу фаз ультразвукового сигнала был разработан лабораторный макет (рисунок 1).

Лабораторный макет состоит из кюветы с исследуемой плазмой (3), системы подогрева (6), генератора колебаний (1), двух ультразвуковых преобразователей (2,4) и осциллографа (5). Во время прохождения ультразвука через исследуемый образец происходит образование сгустка плазмы, который вызывает изменение скорости упругих волн в зоне образования сгустка и приводит к возникновению определенного сдвига фаз. Зондирующий ультразвуковой сигнал и сигнал прошедший через кювету с плазмой подаются на входы вертикальных каналов осциллографа. При совмещении горизонтальной развертки лучей в одну линию на экране осциллографа можно наблюдать осциллограммы напряжений, по которым рассчитывается сдвиг фаз.

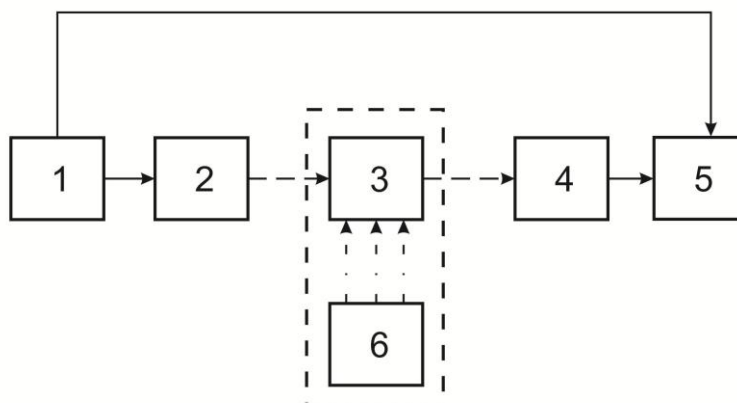


Рисунок 1 – Лабораторный макет для определения момента свертывания плазмы крови

На основании лабораторного макета была предложена структурная схема устройства для определения времени свертывания плазмы крови по изменению фазы ультразвукового сигнала (рисунок 2).

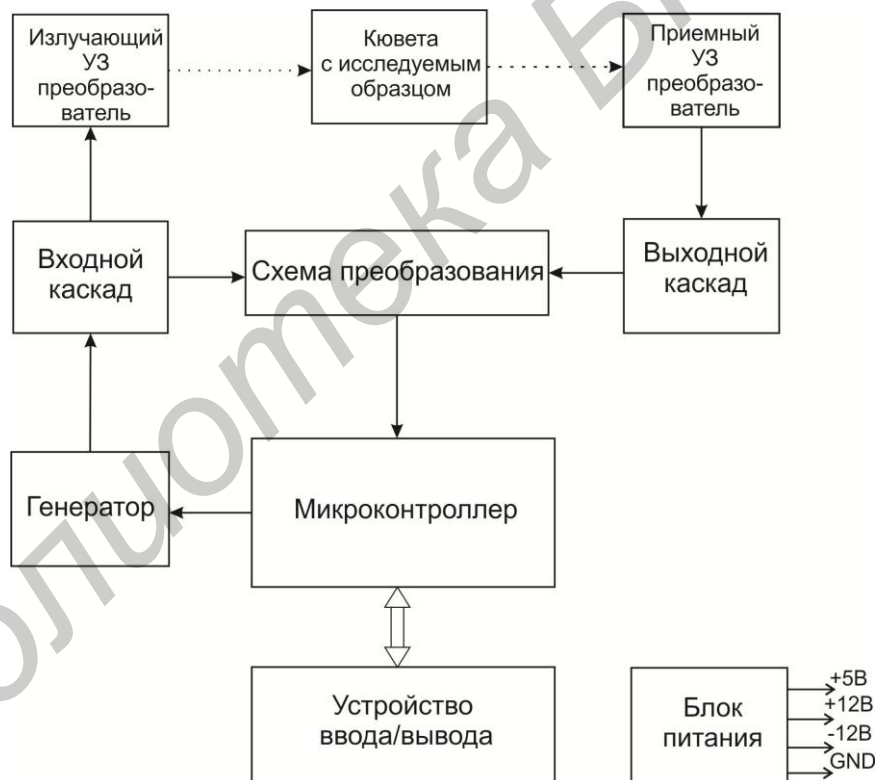


Рисунок 2 – Структурная схема прибора для определения момента свертывания плазмы крови

Ультразвуковое устройство для измерения времени свертывания должно обеспечивать автоматическое измерение показателей коагуляционного гемостаза (АЧТВ и ПТВ) с последующим отображением полученных результатов в удобном для обработки виде. Для реализации функции измерения АЧТВ и ПТВ ультразвуковое устройство должно содержать генератор колебаний, микроконтроллер, устройство ввода/вывода информации, кю-

вету с исследуемой пробой, входной и выходной каскады с пьезопреобразователями, которые размещаются на одной оси с противоположных сторон кюветы.

Колебания с заданной частотой создаются генератором прямоугольных импульсов, который можно реализовать на микросхеме К561ЛЕ5. После генератора сигнал подается на входной каскад. Входной каскад должен содержать эмиттерный повторитель на биполярном транзисторе для усиления сигнала по току и полосовой фильтр Чебышева второго порядка для сглаживания формы сигнала и удаления шума. С выходного каскада усиленный, отфильтрованный и сглаженный сигнал подается на излучающий пьезопреобразователь, где превращается в механические ультразвуковые колебания заданной частоты.

Ультразвук пройдя через кювету с исследуемым образцом частично поглотившись и рассеявшись, попадает на приемный пьезопреобразователь, где преобразуется обратно в электрический сигнал. Полученный электрический сигнал, усиленный в выходном каскаде, вместе с сигналом с входного каскада подается на схему преобразования. Схема преобразования должна преобразовывать временной интервал между передними фронтами импульсов входного и выходного сигнала в сдвиг фаз.

Основными функциями микроконтроллера в данной схеме является: регистрировать изменение сдвига фаз, по сдвигу фаз определять момент наступления коагуляции и рассчитывать искомое время свертывания крови (АЧТВ или ПТВ), отображать полученные данные в цифровом виде на индикаторе. Также микроконтроллер дает возможность хранить определенное количество результатов предыдущих измерений и при необходимости осуществлять передачу данных на ПК.

Заключение. Применение ультразвука в лабораторной диагностике коагуляционного гемостаза позволяет получить более высокую чувствительность сократив при этом расход рабочего времени и снизив стоимость исследования. В качестве информативного параметра предлагается использовать фазу ультразвукового сигнала. Достоинствами данного метода является отсутствие интерференционных помех и высокая стабильность результатов измерения, так как изменение фазы ультразвукового сигнала не зависит от состояния акустического контакта между ультразвуковыми датчиками и кюветой. На основании предложенного метода возможно реализовать прибор для определения параметров коагуляционного гемостаза таких, как АЧТВ и ПТВ используя достаточно простую элементную базу.

Литература

1. **Назаренко, Г. И.** Клиническая оценка результатов лабораторных исследований / А. А. Кишкун, Г. И. Назаренко. – М.: Медицина, 2000. – 544 с.
2. **Камлач, П.В.** Использование ультразвука для исследования параметров гемостаза / П.В. Камлач, В.М. Бондарик, Ю.Г. Дегтярев // Изобретатель. 2012. №10(154). С.36-39.
3. **Ушакова, А.А.** Использование ультразвукового фазового метод для диагностики системы кровообращения / А.А. Ушакова // материалы Междунар. науч.-техн. конф., приуроченной к 50-летию МРТИ–БГУИР, Минск, 18–19 марта 2014 г. / БГУИР; редкол. : А. Н. Осипов [и др.]. – Минск, 2014. – С. 137-138.