

мощности первичного пучка. Результаты измерения электрофизических параметров приведены в таблице 1.

Таблица 1– Результаты измерения электрофизических параметров пленок диоксида кремния

№ обр.	V_n , нм/с	ε	$\text{tg}\delta$	$E_{\text{пр}}$, В/см
1	0,33	5,1	0,170	$2,1 \cdot 10^5$
2	0,43	5,3	0,420	$3,8 \cdot 10^5$
3	0,48	4,2	0,146	$5,0 \cdot 10^5$

Установлено, что V_n неоднозначно влияет на диэлектрическую проницаемость. Тангенс угла диэлектрических потерь сначала увеличивался, а затем снижался, а электрическая прочность повышалась с увеличением V_n .

УДК 681.2

МЕТОД ИССЛЕДОВАНИЯ ГЕМОСТАЗА НА ОСНОВЕ ФАЗОВЫХ ПРОФИЛЕЙ

Ушакова А.А., Бондарик В.М.

Белорусский государственный университет информатики и радиоэлектроники
Минск, Республика Беларусь

Введение. Контактруя со всеми органами и тканями, кровь переносит огромное количество веществ и является чрезвычайно тонким зеркалом отражающим влияние различных внешних и внутренних воздействий на организм. Система кровообращения выполняет очень важные и многообразные функции в организме и учитывая большую протяженность крайне уязвима.

Нормальная система гемостаза призвана обеспечивать постоянное балансирование между тромбообразованием и поддержанием крови в жидком состоянии. Возможны три принципиально различных ситуации, когда требуется исследование системы гемостаза:

- подозрение на склонность к кровотечениям по клиническим данным;
- обнаружение отклонений при скрининговых исследованиях;
- развитие острой недостаточности гемостаза у пациентов с острой патологией либо в послеоперационном периоде[1].

Основная часть. Современная лабораторная диагностика системы гемостаза основана на понимании общепатологических закономерностей функционирования и выбора адекватных методов их оценки. Эти методы можно разделить на три категории: иммунологические, коагуляционные и амидолитические. Коагуляционные тесты, проводимые в лабораториях, представляют, по сути, попытку повторить *in vitro* процессы, происходящие *in vivo* и основаны на измерении промежутка времени с момента внесения реагента, запускающего каскад свертывания, до момента коагуляции – образова-

Таким образом, повышение скорости приводит к формированию более качественных покрытий.

1. Электрофизические процессы и оборудование в технологии микро- и нанозлектронике: монография / А.П. Достанко [и др.]; под общей ред. А.П. Достанко, А.М. Русецкого.– Минск: Беспринт.– 2011.– 210 с.
2. Телеш, Е.В. Применение вторичного разряда в ускорителе с анодным слоем для формирования оптических покрытий из диоксида кремния / Е.В.Телеш, А.П.Достанко // Технология обработки оптических элементов и нанесения вакуумных покрытий: тезисы докладов научно-практич. конф., г.Минск, 26–27 сентября 2013 г., ОАО «ММЗ им. В.И.Вавилова»; отв. за выпуск Б.Н.Сеник [и др.].–Минск, 2013.– С.19–20.

ния фибринового сгустка. Определение окончания реакции в разных коагулометрах осуществляется по-разному, но чаще всего применяются следующие методики:

- электромеханические (момент окончания реакции определяется по изменению магнитного поля стального шарика, который приводится в движение образующимися нитями фибрина)
- фотооптические (момент окончания реакции определяется по изменению рассеивания, поглощения или интенсивности пучка проходящего света)
- электрохимические (момент окончания реакции определяется по изменению электрического сопротивления тест-полоски с реактивами).

Однако все выше описанные методы имеют свои недостатки и не всегда удовлетворяют в достаточной мере требованиям к качеству исследований, особенно при исследовании протромбинового времени. В связи, с чем и было предложено исследовать параметры гемостаза с помощью ультразвука, как наиболее универсального средства измерения.

В предложенном ранее методе [2] определения активированного частичного тромбопластинового времени (АЧТВ) и протромбинового времени (ПТВ) в качестве информативного параметра используется амплитуда ультразвукового сигнала.

Основным недостатком этого метода является то, что амплитуда сигнала сильно зависит от качества акустического контакта, которое тяжело обеспечить при небольших размерах исследуемой кюветы. В связи с этим мы предлагаем в качестве

информативного параметра использовать не амплитуду, а фазу ультразвукового сигнала, что позволит добиться лучшей стабильности результатов, так как изменение фазы ультразвукового сигнала не зависит от состояния акустического контакта между ультразвуковыми датчиками и кюветой.

Предлагаемый метод ультразвукового контроля системы гемостаза, основан на анализе изменения фазовой скорости ультразвука, проходящего через исследуемый образец. На кювету с исследуемым материалом (3) с помощью генератора колебаний (1) и ультразвукового преобразователя (2) воздействуют непрерывными ультразвуковыми колебаниями. Приемный преобразователь (4) фиксирует ультразвуковую волну, прошедшую через плазму (рисунок 1).

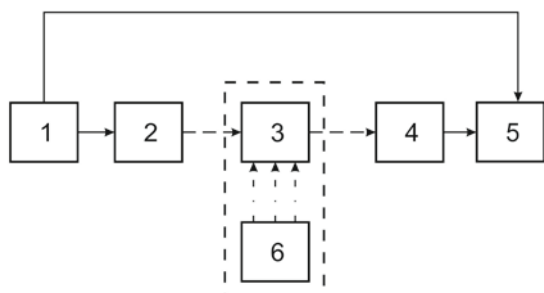


Рисунок 1 – Структурная схема макета для исследования гемостаза

Образующийся в исследуемом образце сгусток изменяет параметры проходящей через объект контроля ультразвуковой волны, в частности скорость распространения упругих волн и длину их пути между излучающим и приемным преобразователями. В отсутствие сгустка непрерывные упругие колебания проходят через исследуемый образец кратчайшим путем в виде продольной волны.

В разделенных образованным сгустком слоях энергия распространяется в форме волн, которые проходят больший путь и движутся с меньшими скоростями, чем продольная волна. Поэтому при образовании сгустка сдвиг фаз ультразвуковой волны отличается от сдвига фаз в образце до образования сгустка. По изменению сдвига фаз и происходит обнаружение наступления момента коагуляции.

Сигналы с излучающего и приемного преобразователей подаются на входы вертикальных каналов двухлучевого осциллографа (5). При совмещении горизонтальной развертки лучей в одну линию на экране осциллографа можно будет наблюдать осциллограммы напряжений, по которым можно рассчитать сдвиг фаз. Система подогрева (6) используется для поддержания температуры 37°C необходимой для имитации протекания процесса свертывания плазмы в теле человека.

При этом определение сдвига фаз производится только при наступлении момента коагуляции. Для усовершенствования данного метода,

предлагаем проводить определение изменения фазы ультразвукового сигнала на протяжении всего процесса образования фибринового сгустка от момента внесения реагента, запускающего каскад свертывания, до момента коагуляции. Это позволит кроме определения времени свертывания конкретной пробы наблюдать динамику процесса свертывания. Измерив фазу зондирующего ультразвука на протяжении всей реакции свертывания через равные промежутки времени можно построить фазовый профиль проводимого АЧТВ или ПТВ теста.

Предполагается, что паттерн (форма кривой формирования тромба) фазовых профилей тестов АЧТВ и ПТВ при различных патологических состояниях может отличаться от нормального.

Для реализации этого подхода необходимо внести изменения в структуру макета для проведения измерений, чтобы измерять величину фазового сдвига каждую секунду (рисунок 2).

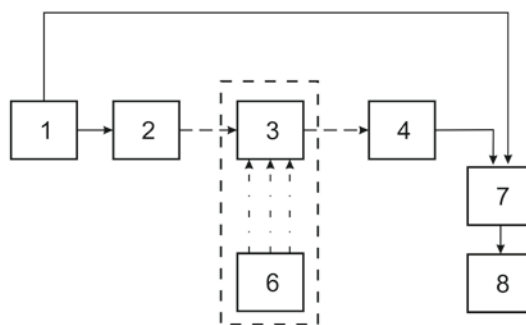


Рисунок 2 – Структурная схема макета с мультиметром

Подключив вместо осциллографа мультиметр (8) через небольшую цифровую схему DC1 (7), на индикаторе мультиметра можно будет наблюдать изменение напряжения, которое будет соответствовать изменению сдвига фаз ($0,01 \text{ В} = 1^\circ$).

Цифровая схема (7) состоит из D-триггера, четырех элементов И-НЕ и интегрирующей RC-цепочки (рисунок 3).

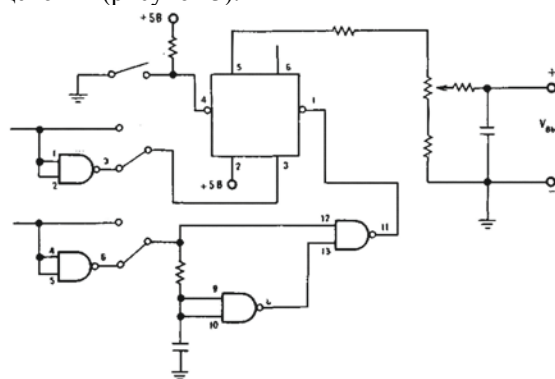


Рисунок 3 – Цифровая схема DC1

На входе D D-триггера всегда подается уровень логической 1, передний фронт входного сигнала А установит выход триггера в состояние

1. С другой стороны, из сигнала В цепью R1, C1, IC_{1c}, и IC_d формируется узкий отрицательный импульс, сбрасывающий триггер в 0. Длительность импульса, сформированного на выходе триггера, равна временному интервалу между передними фронтами импульсов последовательностей А и В.

Заключение. Улучшив лабораторный макет для проведения измерений параметров гемостаза с помощью ультразвука, таким образом, чтобы можно было определять численное значение фазы ультразвукового сигнала через определенные промежутки времени можно построить фазовые профили проводимых тестов ПТВ или

УДК 622+661

НАУЧНО-ТЕХНИЧЕСКАЯ НАПРАВЛЕННОСТЬ КАФЕДРЫ «ДВИГАТЕЛИ И ЭНЕРГЕТИЧЕСКИЕ УСТАНОВКИ ЛЕТАТЕЛЬНЫХ АППАРАТОВ» БГТУ «ВОЕНМЕХ» ИМЕНИ Д.Ф. УСТИНОВА ГОРОДА САНКТ-ПЕТЕРБУРГА

Шарифова С.Э., Левихин А.А., Кузьмин А.М.

*Балтийский государственный технический университет «ВОЕНМЕХ» им. Д.Ф. Устинова
Санкт-Петербург, Российская Федерация*

Постоянный рост потребностей в различных отраслях промышленности, энергетики, нефтехимии и экологии требует поиск и создания новых решений и технологических систем в этих областях.

Помимо подготовки специалистов в области двигателестроения кафедра «Двигатели и энергетические установки летательных аппаратов» имеет широкую научно-техническую направленность. Открытые направления НИР кафедры включают в себя работы по проектированию и эксплуатации ряда установок, использующихся для различных целей, например, таких как получение водорода, этилена и синтез-газа. Основой таких установок является высокотемпературный реактор, осуществляемые процессы в котором, по сути, аналогичны процессам в газогенераторах жидкостных ракетных двигателей.

Изначально аналоги ВТР применялись в качестве газогенератора привода турбонасоса ракетного двигателя. Преимущества ВТР в составе установки получения водорода заключается не только в компактных размерах и автотермическом совмещении стадий подготовки сырья и газогенерации, но и толерантностью к примесям в составе сырья, таким образом, например очистка от серосодержащих соединений может производиться уже после стадии газогенерации, где сера автоматически гидрируется, используя промышленные серопоглотители (гранулированный оксид цинка), а в случае малых концентраций серы поглощать лобовым слоем катализатора паровой конверсии монооксида углерода [1]. На рисунке 1 представлена фотография данной высокотемпературной установки.

АЧТВ. Форма кривой фазовых профилей может иметь собственную диагностическую значимость и указывать на конкретные патологические изменения в системе гемостаза.

1. Льюис, С.М. Практическая и лабораторная гематология / С.М. Льюис, Б. Бэйн, И. Бэйтс; пер. с англ. под ред. А.Г. Румянцева –М.: ГЭОТАР-Медиа, 2009 – 672 с.
2. Камлач, П.В. Использование ультразвука для исследования параметров гемостаза / П.В. Камлач, В.М. Бондарик, Ю.Г. Дегтярев Ю.Г // журнал «Изобретатель» - 2012 -№10(154) - С.36-39.

Актуальность высокотемпературной установки по производству этилена так же заключается в возможности увеличения эффективности процесса и снижении стоимости на переработку единицы сырья. Проведение экспериментов подтверждает целесообразность процесса, в частности получен высокий выход этилена (до 48%) [2]. Вся установка является автоматизированной, управление осуществляется с помощью пульта управления (рисунок 2). Также имеется система отбора проб для контроля качества продукта.



Рисунок 3 – Высокотемпературная установка для получения водорода

Синтез-газ (смесь CO и H₂) используется в нефтехимии для получения жидких и газообразных углеводородов, кислородосодержащих продуктов. Кроме того, широко используется в энергетических установках. Одним из наиболее эко-