

# Разработка аппаратно-программного комплекса для снижения выбраковывания проб в преданалитическом этапе общего анализа крови

А. В. Иванов<sup>1</sup>, Д. С. Шевченко<sup>1</sup>, Д. И. Клименко<sup>2</sup>, Д. А. Евтеева<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет «ЛЭТИ» им. В.И. Ульянова (Ленина)

<sup>2</sup>Северо-Западный государственный медицинский университет им. И.И. Мечникова

ai2375595@gmail.com

**Аннотация.** В работе обозначается проблема определения пригодности образцов для проведения общего лабораторного анализа крови. Ошибки, допущенные в преданалитическом этапе, оказывают влияние на результаты лабораторного тестирования. Разрабатывается аппаратный комплекс, позволяющий оптимизировать проведение общего анализа крови с минимальными экономическими и временными затратами для клинико-диагностического отделения.

**Ключевые слова:** оптические методы, гемолиз, спектроскопия, липемия, иктеричность, общий анализ крови, преданалитический этап

## I. ВВЕДЕНИЕ

В современной медицине для постановки и определения тактики ведения больного является необходимым проведение клинического исследования биологических сред организма. В частности, биохимическое исследование сыворотки крови является одним из ключевых лабораторных исследований интегральных показателей организма.

Однако лабораторное исследование не обходится без специальной подготовки как пациента, так и сотрудников лаборатории. В процессе лабораторного исследования принято выделять три этапа: преданалитический, аналитический и постаналитический [1]. Особое внимание в данном процессе уделяют преданалитическому этапу, поскольку на данном этапе совершается до 70 % основных ошибок в проведении анализа [2].

## II. ФАКТОРЫ, ВЛИЯЮЩИЕ НА КАЧЕСТВО ПРОВОДИМОГО ИССЛЕДОВАНИЯ

К наиболее распространённым факторам, влияющим на пригодность сыворотки крови к лабораторному анализу, традиционно относят такие показатели, как гемолиз, иктеричность и липемия. В международной практике данные параметры известны как индексы НПЛ. Известно, что указанные индексы могут вызывать искажение реальных результатов в ходе проведения анализа [3].

Индексы НПЛ, в отличие от более распространённой практики визуального осмотра, позволяют более объективно определить пригодность образцов крови к дальнейшему анализу.

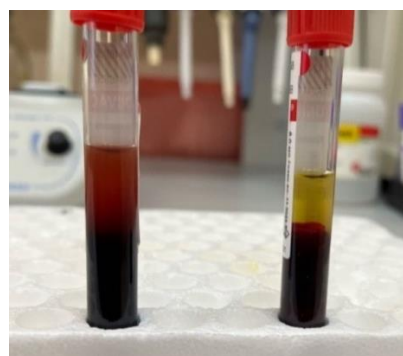


Рис. 1. Образцы крови для проведения биохимического анализа (слева – выраженный гемолиз, справа – отсутствие гемолиза)

На рис. 1 приведён пример двух образцов крови, доставленных в клинико-диагностическую лабораторию для проведения биохимического анализа. Визуальный осмотр образцов позволяет выявить гемолиз в пробе слева. Образец справа визуально пригоден для проведения биохимического анализа. Данные пробы демонстрируют тот факт, что при выраженной степени гемолиза образцов визуальный осмотр позволяет выявить непригодные пробы, однако определить умеренную и лёгкую степень гемолиза образцов он не позволяет. К тому же, данный метод обладает низкой надёжностью и отнимает много времени у персонала.

## III. ПРЕДЛАГАЕМАЯ КОНЦЕПЦИЯ

Поскольку целевая функция разрабатываемого аппаратно-программного комплекса заключается в полукачественном определении концентрации хромогенов, предлагается использовать нефелометрический метод. Известно, что спектр поглощения оптического излучения гемоглобина лежит в диапазоне длин волн от 340 до 440 нм, у билирубина максимум поглощения находится на длинах волн от 400 до 500 нм. В исследовании предложена концепция устройства для выбраковывания проб, обобщённая структурная схема которой представлена на рис. 2.

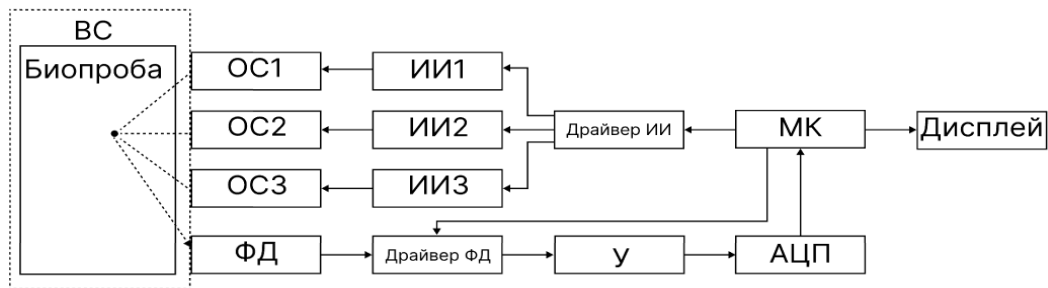


Рис. 2. Обобщённая структурная схема устройства

При нажатии на кнопку запуска, микроконтроллер (МК) посылает команду на драйвер светодиодов, обеспечивающий последовательное включение источников излучения (ИИ). Оптическое излучение, проходя через оптическую систему (ОС), подвергается фильтрации спектра таким образом, что на выходе из системы излучение практически монохромно, что является необходимым условием для корректных измерений концентраций хромогенов. Данное техническое решение актуально, поскольку большинство источников излучения обладает широким спектром, и технически разумнее использовать монохроматор в качестве отдельного блока. Для определения концентрации хромогенов будут использоваться следующие длины волны оптического излучения: 659 нм для определения липемии, 583 нм для определения гемолиза и 480 нм для определения иктеричности.

Таким образом, монохромный поток излучения попадает на границы раздела фаз (воздух-колба, колба-биологическая проба). На границе раздела фаз, согласно законам преломления и отражения, часть оптического излучения отражается, что приводит к уменьшению интенсивности излучения. В связи с невозможностью удаления этих разделов фаз, необходимо проведение калибровочных мероприятий, направленных на учёт падения интенсивности света, не зависящего от концентраций исследуемых хромогенов. Так же необходимо учитывать внешние источники излучения, которые также будут вводить погрешность в проводимые измерения. Частично эта проблема решается схемой расположения источников излучения и фотоприёмника, изображённой на рис. 3.

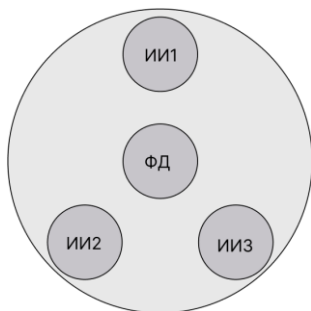


Рис. 3. Схема расположения излучателей и фотоприёмника анализатора

Указанная схема измерительного зонда создаёт в точке прилегания к пробирке естественную затемнённую, частично перекрывающую излучение от внешних источников. Однако для проведения точного определения концентраций необходимо проводить калибровку чувствительности устройства.

Фотодиод (ФД), расположенный в центре измерительного зонда, преобразует световой поток, падающий на его чувствительную область, в электрический ток, прямо пропорциональный интенсивности светового потока. Поскольку измеряемая величина в данном приборе – монохромный световой поток, генерирующийся последовательно тремя светодиодами, нет необходимости в постоянном включении фототока. Иными словами, фотодиод включается в цепь измерений только тогда, когда горит один из светодиодов. В предлагаемой концепции драйвер фотодиода, работающий синхронно с драйвером управления светодиода, производит обрыв электрической цепи, когда ни один из источников излучения не горит. Таким образом, исключается вероятность измерения интенсивности света, не связанного с определением концентраций исследуемых хромогенов.

Поскольку фотодиод генерирует электрический ток малого порядка, необходимо без искажений перевести эту величину в напряжение, величины которого будет достаточно для дальнейшей обработки. Для этих целей после драйвера фотодиода в цепь включён трансимпедансный усилитель (У). Сигнал, полученный с выхода усилителя, поступает на АЦП. Поскольку получаемый сигнал – низкочастотный, нет необходимости выбора высокой частоты дискретизации. Однако для оптимизации измерений необходимо понизить минимальное входное напряжение, разрешаемое АЦП (младший значащий разряд, LSB).

$$LSB = \frac{V_{ref}}{2^N} \quad (1)$$

Согласно (1), где  $V_{ref}$  – опорное напряжение,  $N$  – разрядность АЦП. Поскольку уменьшать опорное напряжение нецелесообразно, необходимо увеличивать разрядность. Таким образом, наиболее подходящим по разрядности и доступности является 24-битный сигма-дельта АЦП.

Сигнал, переведённый в цифровую форму, поступает на вход микроконтроллера, который должен обладать достаточными вычислительными мощностями для обработки сигнала. После вычисления микроконтроллером концентрации хромогенов производится сравнение полученных данных с референсными значениями, установка и вывод на дисплей наименования хромогенов и флаги, соответствующие концентрациям хромогенов (табл. 1).

ТАБЛИЦА I. [4]

Флаг	Условная концентрация хромогена		
	ЛИП (мг/дл, липиды)	ИКТ (мг/дл, билирубин)	ГЕМ (мг/дл, гемоглобин)
N	<40	<2.5	<50
+	40–99	2.5–4.9	50–99
++	100–199	5.0–9.9	100–199
+++	200–299	10–19.9	200–299
++++	300–500	20–40	300–500
+++++	>500	>40	>500

Если в пробе обнаружен хромоген, концентрация которого может повлиять на результаты дальнейшего лабораторного анализа, оператору необходимо принять решение о пригодности такой пробы.

#### IV. ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Таким образом, разрабатываемый программно-аппаратный комплекс для минимизации ошибок преаналитического этапа общего анализа крови позволит сократить время анализа проб, эффективно расходовать

средства для проведения анализа крови и снизить количество ошибок при определении искомых концентраций веществ в анализе.

#### СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

- [1] Кишкун А.А., Гильманов А.Ж., Долгих Т.И. и др. Организация преаналитического этапа при централизации лабораторных исследований. Методические рекомендации. Поликлиника. 2013; 2: 6–27.
- [2] Шень Н.П., Пышминцева Н.П., Пашаев А.Н., Минин А.С., Цирягьева С.Б., Витик А.А., Калиниченко А.П. Пути оптимизации преаналитического этапа лабораторной диагностики в интенсивной терапии и медицине катастроф // Клиническая лабораторная диагностика. 2019. №8. URL: <https://cyberleninka.ru/article/n/puti-optimizatsii-preanaliticheskogo-etapa-laboratornoy-diagnostiki-v-intensivnoy-terapii-i-meditsine-katastrof> (дата обращения: 27.02.2024)
- [3] Dimeski G. Interference testing. Clin Biochem Rev. 2008;29 Suppl 1: S43–8. Lippi G and Simundic AM. Total quality in laboratory diagnostics. It's time to think outside the box. Biochem Med (Zagreb) 2010; 5–8.
- [4] National Committee for Clinical Laboratory Standards, Procedures for the Handling and Processing of Blood Specimens, Approved Guideline, NCCLS publication H18-A, Villanova, PA(1990).