

## НЕКОТОРЫЕ РЕЗУЛЬТАТЫ РАЗРАБОТКИ И ИССЛЕДОВАНИЯ ПРИБОРОВ ДЛЯ ИЗУЧЕНИЯ ПРОЦЕССА СВЕРТЫВАНИЯ И АНАЛИЗА КРОВИ

И. Н. КРАЕВ

(Представлена научным семинаром физико-технического факультета)

Биологический анализ крови и изучение свертывающих свойств крови позволили выяснить, казалось бы, неразрешимые вопросы физиологии и патологии крови, состоящей из плазмы и форменных элементов нескольких типов. Как биологический анализ крови, заключающийся в определении количества клеток крови данного типа в пробе, так и знание механизма свертывания крови позволяют не только выяснить природу ряда патологических состояний человеческого организма, но и вести разработку рациональных и контролируемых методов лечения и профилактики ряда заболеваний.

Многочисленные вопросы, связанные с лечением различных заболеваний и консервированием крови, требуют дальнейшего расширения исследований процесса свертывания крови, и анализа крови. Ниже приведено описание и результаты исследования прибора для определения процесса свертывания крови и электронного анализатора крови.

### **Электронный прибор для определения процесса свертывания крови**

Процесс свертывания крови хотя и состоит из нескольких фаз, тесно связанных между собой, однако, как показал ряд исследователей, основными фазами свертывания являются три последовательных фазы: 1) образование активного тромбoplastина; 2) образование тромбина; 3) образование фибрина.

Первая подготовительная фаза свертывания, когда происходит образование активных, кровяного и тканевого, тромбoplastинов, длится от 3 до 8 мин. Затем под влиянием активного тромбина (II фаза) начинается процесс формирования фибринового сгустка (III фаза), рыхлого на этапах и постепенно уплотняющегося в последующем.

С концом образования сгустка начинается его сокращение — им завершается процесс свертывания крови. После окончания образования сгустка, последний может в большей или меньшей степени подвергаться лизису (разжижению).

При различных патологических состояниях время образования сгустка, его плотность и время разжижения (растворения) будут различными, что помогает постановке диагноза, причем при установлении диагноза результаты исследования свертывания крови играют решающую роль.

Существуют пробирочные методы исследования свертывающих свойств крови [1, 2] и механические с помощью тромбозаграфов [3, 4] (конструкции Гертнера, Рогунова и др.). Механические тромбозаграфы основаны на регистрации крови и кровяного сгустка при помощи вращения цилиндра (Гертнер) или возвратно-поступательного движения в крови плоскости (Рогунов с сотрудниками). Регистрация свертываемости крови осуществляется на фотопленке световым лучом.

Все существующие в настоящее время аппараты весьма сложны в конструктивном решении, неудобны в повседневной практике в силу своих габаритов и не переносят транспортировки к постели больного.

Автором проведены исследования опытного образца прибора, основанного на принципе фотометрии. В приборе, блок-схема которого приведена на рис. 1, индикация изменений свертывающих свойств крови основана на использовании зависимости степени поглощения светового потока от фазы свертывания крови.

Световой поток, пройдя через образец крови (объемом  $V=0,25$  мл), помещенный в прозрачную кювету, попадает на фотосопротивление, включенное в одно из плеч измерительного моста.

По величине разбаланса моста во времени можно судить о процессе свертывания крови.

Использование в экспериментах цилиндрических кювет с плоским дном не дало стабильной повторяемости показаний ввиду того, что образование сгустка (его ориентация) относительно стенок кюветы от опыта к опыту не было одинаковым.

Использование кювет конусного типа, когда образование сгустка происходит в центре кюветы, позволило получить стабильные результаты.

Результаты эксперимента приведены на рис. 2. Первая фаза, регистрируемая прибором (рис. 2), включает в себя начальный этап процесса свертывания крови — образование активного тканевого и кровяного тромбoplastина и характеризуется потемнением венозной крови (кривые 1, 2, 3, 4). Перед началом формирования фибринового сгустка потемнение приостанавливается на незначительное время ( $5 \div 20$  сек.). В этот период происходит образование тромбина из протромбина.

Вторая и третья фазы характеризуются резким потемнением крови, которое длится  $15 \div 45$  сек и приостанавливается на  $5 \div 20$  сек. В этот период происходит образование фибрина из фибриногена.

С образованием фибринового сгустка прибор регистрирует изменения в крови, которые вызывают ее потемнение. Этот процесс длится  $25 \div 45$  мин. до наступления равновесного состояния ( $5 \div 10$  мин.).

Четвертая фаза, регистрируемая прибором, характеризуется осветлением крови, когда наступает ретракция (сжатие) фибринового сгустка. Отделение сгустка от стенок кюветы наступает через  $30 \div 55$  мин. после начала опыта. В течение 24 часов сгусток сокращается до 40%. Сокращение сгустка замедляется или отсутствует при

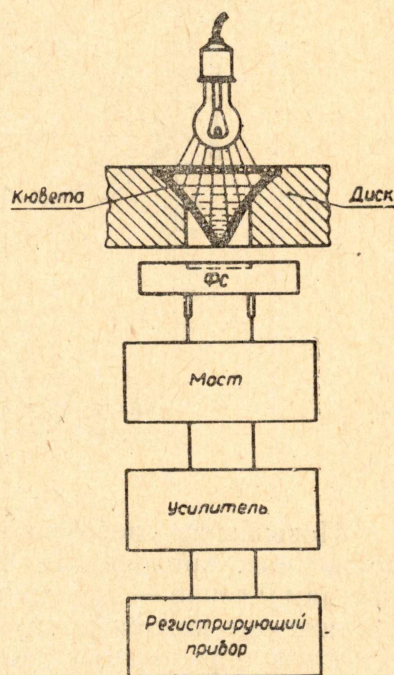


Рис. 1. Блок-схема прибора для определения процесса свертывания крови.

тромбопениях, гемофильных состояниях, фибриногенопениях, полицитемиях и др.

Многочисленные эксперименты с пробами одной крови, но разных количеств, показали, что характер зависимости показаний прибора от времени не изменяется. Чем больше крови употребляется для исследования, тем дольше нормальное время. С понижением температуры время образования фаз свертывания удлиняется. Капиллярная кровь (кривая 5) свертывается быстрее вследствие примеси тканевой тромбокиназы.

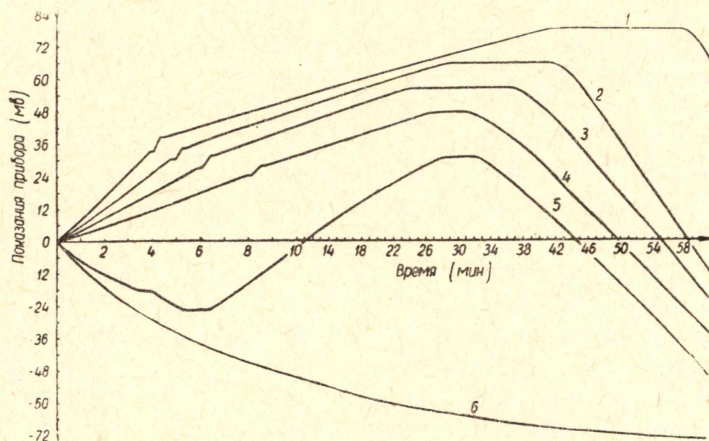


Рис. 2. Экспериментальная зависимость показаний прибора от времени 1, 2, 3, 4, 6 — кривые для венозной крови, 5 — кривая для капиллярной крови.

Повышение свертываемости крови наблюдается при болевых раздражениях, кровопотере, в послеоперационный и послеродовой периоды, замедление — при повышении антикоагулянтной активности крови и снижении концентрации прокоагулянтов, особенно тех, которые участвуют в образовании тромбопластина.

У больной N образование фаз свертывания крови не наблюдалось (кривая 6).

Так как время свертывания крови характеризует свертываемость крови в целом, то при этом оно не всегда отражает истинное состояние свертывающей системы крови. Пробирочные методы исследования времени свертывания крови не выявляют незначительные сдвиги функционального состояния свертывающей системы крови при различных заболеваниях. Это объясняется тем, что указанными методами улавливается лишь время, необходимое для образования такого количества тромбина, которое способно вызвать превращение фибриногена в фибрин.

Сравнение результатов определения времени свертывания крови прибором, основанном на принципе фотометрии и методами Моравица и Ли-Уайта, показало их полное совпадение.

Предложенный автором метод позволяет более тонко, чем остальные, улавливать нарушения свертываемости крови при различных состояниях организма.

Описываемый прибор прост, имеет небольшие габариты и вес. Применение описываемого прибора позволяет производить массовые изучения процесса свертывания крови с высокой точностью. Прибор снабжен термостатом для поддержания определенных температурных условий.

## Электронный анализатор крови

Анализатор, блок-схема которого приведена на рис. 3, предназначен для экспрессного определения количества красных кровяных телец (эритроцитов) в крови.

Метод определения относительной объемной концентрации эритроцитов в крови основан на измерении проводимости пробы крови на мосте Вина.

Как видно из блок-схемы (рис. 3), генератор на 10 кГц через эмиттерный повторитель питает мостовую схему. Два плеча моста представляют постоянные сопротивления. Для автоматической компенсации изменения температуры окружающей среды третьим плечом моста является термистор.

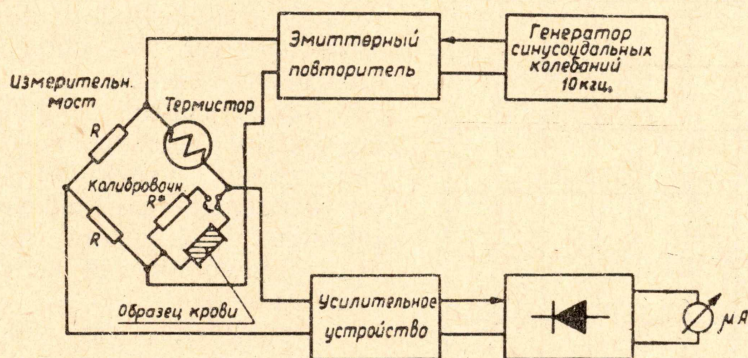


Рис. 3. Блок-схема анализатора.

Неизвестное сопротивление, состоящее из образца крови в камере определенного объема, представляет четвертое плечо моста. Равновесие моста соответствует нулевому показанию (отсутствию эритроцитов). Сигнал разбаланса подается на вход усилителя и через детекторную схему поступает на регистрирующий прибор. В качестве регистрирующего прибора применен микроамперметр М-24, проградуированный непосредственно в единицах концентрации эритроцитов.

Проведенные исследования зависимости показаний регистрирующего прибора от частоты генератора показали, что оптимальной частотой является  $f = 10$  кГц, ниже которой сказывается поляризация, выше — емкостная проводимость.

Полученные данные согласуются с данными Вагнера [5], полученными для диэлектрика гетерогенной структуры на основе теории Максвелла [6].

Датчиком прибора является пипетка из оргстекла с вмонтированными внутри ее платиновыми электродами.

Проба крови, объемом  $V = 20$  мм<sup>3</sup>, помещается в пространство между электродами. Использование оргстекла позволяет следить за заполнением пробой пространства между электродами.

Прибор градуировали по данным центрифужного метода. Образцы крови для градуировки получали смешиванием плазмы крови донора с отделенными с помощью центрифуги эритроцитами в разных пропорциях.

Для каждой пропорции производили забор образца крови в датчик и снимали отсчет. Для каждого образца снимали до 10 показаний прибора, при этом, как показали эксперименты, разброс показаний прибора составлял менее 1%.

Такой метод позволил следить за изменением показаний прибора при повышении концентрации эритроцитов от 0 до 80%.

Точность данной градуировки была проверена на множестве образцов цельной крови, относительная объемная концентрация эритроцитов которой определялась путем центрифугирования в течение 30 мин. при скорости 3000 оборотов в минуту.

Градуировочная кривая анализатора крови представлена на рис. 4. В результате проведенных исследований было установлено, что

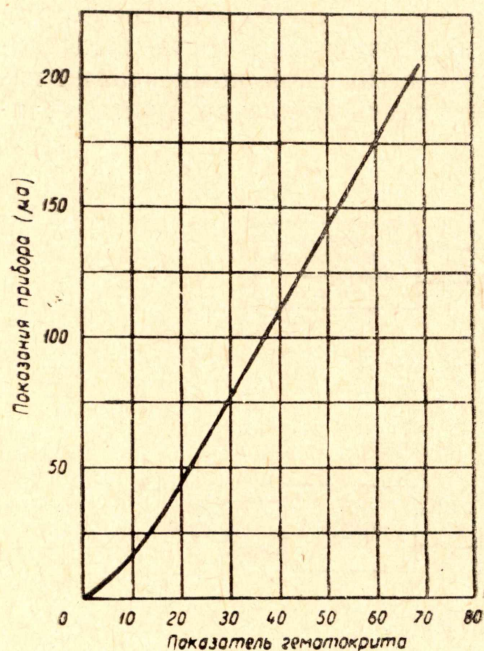


Рис. 4. Зависимость показаний регистрирующего прибора от концентрации эритроцитов.

электрическая проводимость крови является точным показателем относительной объемной концентрации эритроцитов.

Описываемый прибор (рис. 5) удовлетворяет необходимости в точном переносном измерителе относительной концентрации эритроцитов, позволяет быстро производить необходимые замеры.

Приведенные лабораторные испытания электронного анализатора крови позволили определить его основные технические характеристики и показали возможность его применения для целей анализа состава крови.

Применение указанного анализатора позволяет:

1. Сократить время анализа до 1 мин.
2. Повысить точность измерения вследствие исключения ошибок оператора.

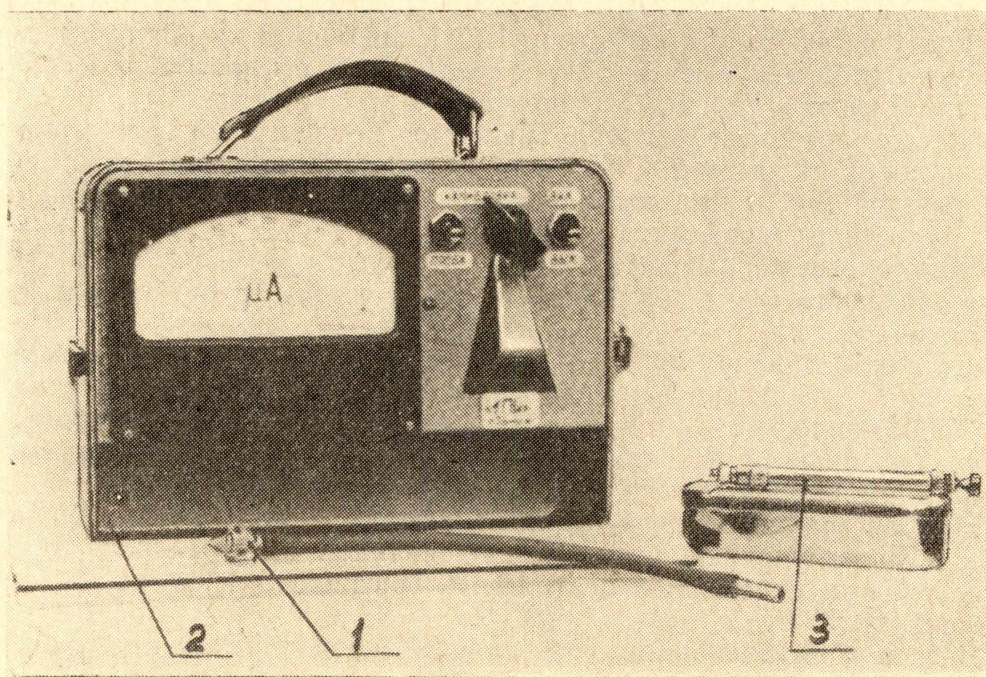


Рис. 5. Фотография анализатора. 1 — датчик, 2 — вторичный прибор, 3 — скарификатор.

3. Производить массовые исследования состава крови.
4. Прибор прост, имеет малые габариты и вес, что повышает оперативность работы с ним, удешевляет конструкцию и облегчает его наладку.

#### ЛИТЕРАТУРА

1. В. П. Балуда, В. Н. Маляровский, И. А. Ойвин. Лабораторные методы исследования свертывающей системы крови. Государственное издательство медицинской литературы. М., 1962.
  2. И. Тодоров. Клинические лабораторные исследования в педиатрии. Государственное издательство «Медицина и физкультура», София, 1960.
  3. А. З. Серикова. Опыт применения тромбоэластографии в клинической практике. Терапев. архив, вып. 11, 1959.
  4. Г. А. Рогунов. Отечественный тромбоэластограф и его применение. Клиническая медицина, т. 39, № 3, 77—81, 1961.
  5. К. Wagner, Arch. Elektrotechnik, 2, 1914.
  6. J. Maxwell, Treatise on Electricity und Magnetism, Oxford University Press, Cambridge Eng., 1873.
-