

УДК 681.335
DOI: 10.20310/1810-0198-2017-22-1-109-115

СПОСОБ ОПРЕДЕЛЕНИЯ ДИНАМИКИ ИЗМЕНЕНИЯ СКОРОСТИ ОСЕДАНИЯ ЭРИТРОЦИТОВ

© Е.И. Глинкин, Д.В. Болдырев

Тамбовский государственный технический университет
392000, Российская Федерация, г. Тамбов, ул. Советская, 106
E-mail: glinkinei@rambler.ru

Предложен способ определения динамики изменения скорости оседания эритроцитов по импульсным динамическим характеристикам: скорости оседания эритроцитов и высоты слоя плазмы с нормируемыми параметрами, которые вычисляются по амплитудам, измеряемым в два кратных момента времени.

Ключевые слова: способ определения; скорость оседания эритроцитов; высота слоя плазмы; импульсные динамические характеристики; нормируемые параметры; погрешности

Предлагаемое изобретение относится к области медицины, а именно, к лабораторной клинической диагностике, и может быть использовано для проведения лабораторных анализов, а также в исследовательских целях.

Величина скорости оседания эритроцитов (СОЭ) является неспецифическим показателем, широко используемым в клинической практике для оценки наличия воспалительных процессов в организме человека при различных заболеваниях и позволяющим следить за ходом заболевания и его лечения.

Известен принятый в России (классический) способ оценки скорости оседания эритроцитов, выполненный по методу Панченкова [1]. Стекланную градуированную трубку до установленного уровня наполняют смесью крови с 3,8%-ным цитратом натрия (антикоагулянт) в соотношении 4:1 и помещают вертикально в штатив под зажимом (для устранения вытекания крови). Через час после начала измерения по делениям на трубке определяют расстояние (в мм), на которое опустился столбик эритроцитов от исходного уровня. Недостатком данного способа является длительное время анализа (более 1 ч), а также трудности, возникающие при заборе необходимого для исследования объема капиллярной крови (не менее 0,3 мл) и связанные с данным фактом нарушения правил забора и подготовки крови к исследованию.

Также известен классический метод Вестергрена [1]. Это показатель скорости разделения крови в пробирке с добавленным антикоагулянтом на 2 слоя: верхний (прозрачная плазма) и нижний (осевшие эритроциты). Скорость оседания эритроцитов оценивается по высоте образовавшегося слоя плазмы в мм за 1 ч. Удельная масса эритроцитов выше, чем удельная масса плазмы, поэтому в пробирке при наличии антикоагулянта под действием силы тяжести эритроциты оседают на дно. Скорость, с которой происходит оседание эритроцитов, в основном определяется степенью их агрегации, т. е. их способностью слипаться вместе.

Недостатком является нарушение соотношения цитрата с кровью. При постановке реакции оседания важно соблюдать точность соотношения цитрата и крови (1:4). Более концентрированный цитрат извлекает воду из эритроцитов и ускоряет оседание. Менее концентрированный цитрат (гипотонический) вызывает поступление воды в эритроцит и замедляет СОЭ.

За прототип принят способ определения динамики изменения скорости оседания эритроцитов [2], включающий смешивание исследуемой пробы крови с антикоагулянтом, забор полученного раствора крови с антикоагулянтом в капилляр, размещение его вертикально, с последующим измерением за равные промежутки времени высоты слоя плазмы, свободной от эритроцитов. При этом раствор крови с антикоагулянтом разливают с помощью автоматического дозатора в гематокритный капилляр, нижний конец которого герметично закупоривают, размещают капилляр вертикально в гнездо центрифуги и осуществляют измерение высоты слоя плазмы, свободной от эритроцитов, в режиме вращения центрифуги с угловой скоростью не более 50 об./мин. через равные промежутки времени в течение заданного временного интервала, по полученным данным определяют максимальную величину оседания эритроцитов и строят график динамики оседания эритроцитов.

Недостатком прототипа является низкая точность измерения из-за определения искомого значения по статистической градуировочной характеристике с множеством измерений.

Технической задачей является повышение точности определения действительной характеристики скорости оседания эритроцитов за счет исключения методической и динамической погрешности измерения.

Данная техническая задача решается за счет того, что в способе определения динамики изменения скорости оседания эритроцитов [3], в отличие от прототипа, измеряют высоту слоя плазмы по импульсной динамической характеристике, амплитуду h_1 , h_2 которой фик-

сируют в два кратных момента времени $t_1, t_2 = 2t_1$, по которым регистрируют максимальную величину H оседания эритроцитов и постоянную времени T , а также предельную скорость V_0 , как их отношение

$$V_0 = H/T,$$

по которым определяют действительную характеристику скорости $V(t)$ оседания эритроцитов

$$V(t) = V_0 e^{-t/T}.$$

Сущность предлагаемого способа [3] поясняется на рис. 1–4. Предлагаемый способ включает 2 этапа:

1) измерение высоты слоя плазмы импульсной динамической характеристики для регистрации ее информативных параметров;

2) определение по информативным параметрам действительной характеристики скорости оседания эритроцитов.

Определение скорости оседания эритроцитов включает смешивание исследуемой пробы крови с антикоагулянтом, забор полученного раствора крови с антикоагулянтом в капилляр, размещение его вертикально. Раствор крови с антикоагулянтом разливают с помощью автоматического дозатора в гематокритный капилляр, нижний конец которого герметично закупоривают.

Размещают капилляр вертикально в гнездо центрифуги и осуществляют измерение высоты слоя плазмы, свободной от эритроцитов, в режиме вращения центрифуги с угловой скоростью не более 50 об./мин., по полученным данным определяют максимальную величину оседания эритроцитов.

1. Измеряют высоту слоя плазмы, свободной от эритроцитов, по импульсной динамической характеристике.

Экспериментальная зависимость $h(t) = h$ динамического процесса измерения высоты слоя плазмы (рис. 1, кривая 1) изменяется по экспоненциальному закону:

$$h = H(1 - e^{-t/T}), \tag{1}$$

где H – максимальная величина оседания эритроцитов; T – постоянная времени динамического процесса.

Для нахождения максимальной величины и постоянной времени оседания эритроцитов в момент времени t_1 и кратный ему момент времени $t_2 = 2t_1$ измеряют (рис. 1) амплитуды h_1 и h_2 , по которым регистрируют максимальную величину высоты слоя плазмы, свободной от эритроцитов, и постоянную времени T .

Параметры H и T однозначно определяют динамическую характеристику эксперимента по зависимости (1), поэтому их целесообразно принять за информативные параметры динамического процесса оседания

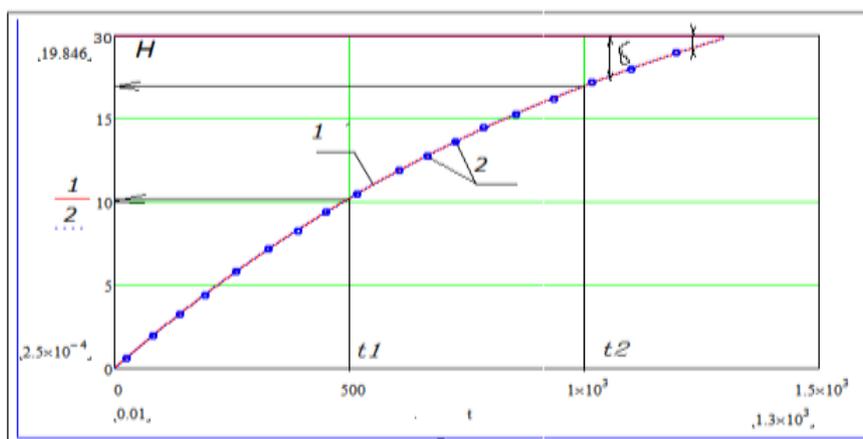


Рис. 1. Характеристики высоты слоя плазмы: 1 – экспериментальная; 2 – исследуемая

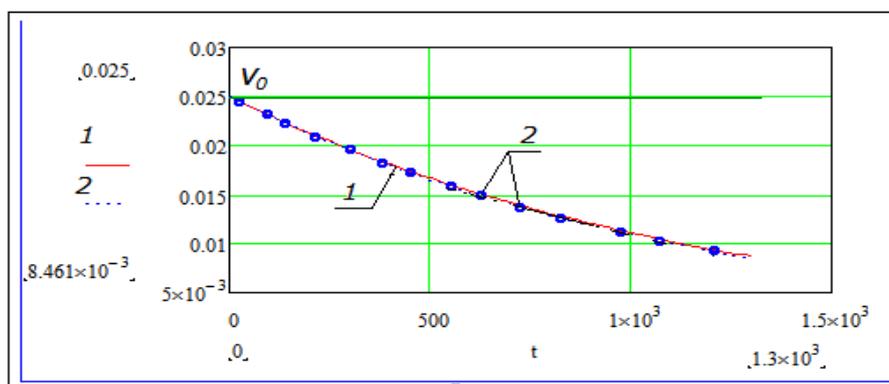


Рис. 2. Характеристики СОЭ: 1 – экспериментальная; 2 – исследуемая

эритроцитов. Регистрация информативных параметров H и T организована по двум измеренным значениям амплитуды h_1, h_2 в два момента времени t_1, t_2 из системы уравнений по формуле (1) для первого и второго измерений:

$$\begin{cases} h_1 = H \cdot (1 - e^{-\frac{t_1}{T}}), \\ h_2 = H \cdot (1 - e^{-\frac{t_2}{T}}). \end{cases}$$

Выразим из уравнений системы моменты времени t_1 и t_2 :

$$\begin{cases} t_1 = -T \cdot \ln(1 - \frac{h_1}{H}), \\ t_2 = -T \cdot \ln(1 - \frac{h_2}{H}) \end{cases} \quad (2)$$

и запишем отношение:

$$\frac{t_2}{t_1} = \frac{\ln(1 - \frac{h_2}{H})}{\ln(1 - \frac{h_1}{H})}.$$

Решение в явном виде получено при кратном отношении $t_2/t_1 = 2$ после приведения к общему знаменателю:

$$\ln(1 - \frac{h_2}{H}) = 2 \cdot \ln(1 - \frac{h_1}{H}).$$

Проэкспоненцируем данное уравнение и выразим параметр H :

$$H = \frac{h_1}{2 - \frac{h_2}{h_1}}. \quad (3)$$

Для нахождения T подставим выражение (3) в первое уравнение системы (2):

$$T = \frac{-t_1}{\ln(\frac{h_2}{h_1} - 1)}, \quad (4)$$

где h_1 – амплитуда в момент времени t_1 .

2. Как отношение параметров H к T определяют значение предельной скорости V_0 :

$$V_0 = H/T. \quad (5)$$

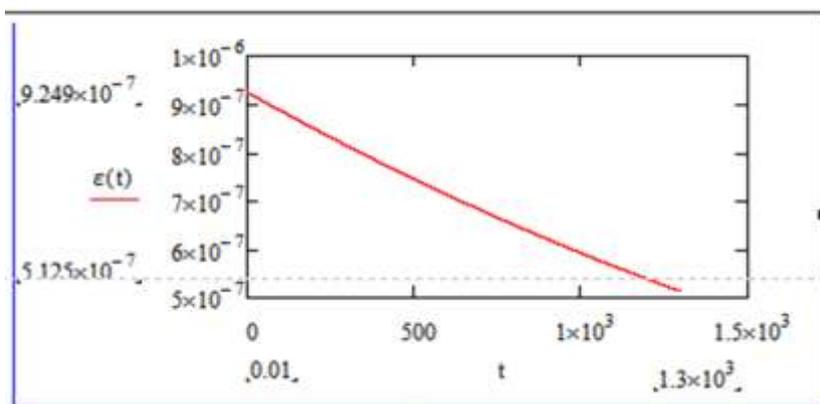


Рис. 3. Погрешность высоты слоя плазмы

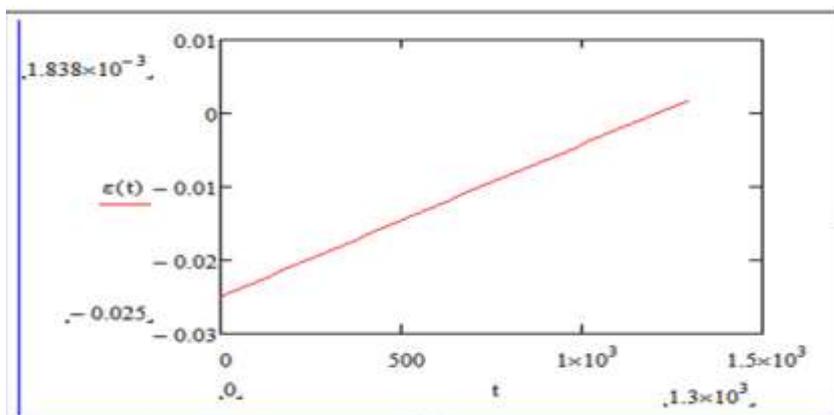


Рис. 4. Погрешность характеристики СОЭ

Таблица 1

Результаты	Норма	Прототип		Пред. способ	$\varepsilon_1, \%$	$\varepsilon_2, \%$	
		3T	5T			3T	5T
$H, \text{мм}$	30	28,5	29,8	30	$9,248 \cdot 10^{-7}$	5	0,67
$T, \text{с}$	1200	1199	1199,9	1200	$9,927 \cdot 10^{-6}$	0,08	0,01
	0,025	0,024	0,248	0,025	$7,432 \cdot 10^{-6}$	5	0,66

Определяют действительную характеристику скорости оседания эритроцитов (рис. 2)

$$V(t) = V_0 e^{-t/T}. \quad (6)$$

Характеристика (6) следует из дифференцирования динамической характеристики (1), т. к. скорость $V(t)$ является ее производной по времени:

$$V(t) = \frac{dh}{dt} = \frac{dH(1 - e^{-t/T})}{dt} = \frac{H}{T} e^{-t/T} = V_0 e^{-t/T}.$$

Адекватность и эффективность предлагаемого способа представлены ниже.

Адекватность предлагаемого способа физике эксперимента доказывает математическое моделирование исследуемой 2 ИДХ $h(t)$ относительно эквивалента 1 экспериментальной ИДХ $h_3(t)$ по полученным значениям (рис. 1).

Проводят оценку адекватности полученных зависимостей по формуле определения относительной погрешности:

$$\varepsilon_h = \frac{h_3(t) - h(t)}{h_3(t)},$$

ее оценка представлена на рис. 3.

При этом погрешность ε_h отклонения исследуемой $h(t)$ относительно экспериментальной не превышает $9,3 \cdot 10^{-7} \%$.

Аналогично, что ИДХ скорости $V(t)$ относительно $V_3(t)$ не превышает $7,4 \cdot 10^{-6}$.

$$\varepsilon_V = \frac{V_3(t) - V(t)}{V_3(t)},$$

ее оценка представлена на рис. 4.

Повышение точности за счет учета методической и динамической погрешности приведем на примере оценки максимальной величины H оседания эритроцитов:

$$h = H(1 - e^{-t/T}),$$

где $H = \text{const}$ – информативный параметр ИДХ предлагаемого решения величин H относительно прототипа $h(t)$.

Эффективность по точности определяется нелинейностью η :

$$\eta = \frac{h(t)}{H} = \frac{H(1 - e^{-t/T})}{H} = 1 - e^{-t/T}.$$

Нелинейность прототипа регламентирует методическую погрешность градуировкой характеристики, аппроксимируемой статистическим анализом множества измерений. В предлагаемом решении методическая погрешность исключена из-за определения H с единичной нелинейностью $\eta = 1$, как информативного параметра динамической характеристики $h(t)$.

Динамическая погрешность δ определяется нелинейностью η :

$$\delta = \left| 1 - \frac{h(t)}{H} \right| = |1 - \eta|,$$

т. е. $\delta = |e^{-t/T}|$ и также убывает по экспоненте с увеличением времени t , в то время как мгновенное значение $h(t)$ ИДХ стремится по асимптоте к максимальной высоте H (рис. 1).

Следовательно, предлагаемый способ, в отличие от прототипа, устраняет и методическую, и динамическую погрешность.

Повышение оперативности предлагаемого способа оценивается эффективностью времени измерения t . В предлагаемом способе $t \leq T$ измерение не превышает постоянную времени, а для прототипа в 3–5 раз больше $t_n = (3-5)T$.

Из эффективности, $\eta_t = \frac{(3-5)T}{T} = (3-5)$ для погрешности (5–1) % следует, что оперативность предлагаемого способа в 3–5 раз выше известных.

Значения погрешностей, возникающих в результате применения способа-прототипа и предлагаемого способа, приведены в табл. 1.

Из табл. 1 видно, что точность предлагаемого способа на 6 порядков выше известного решения.

Таким образом, определение высоты слоя плазмы по импульсной динамической характеристике, амплитуду которой измеряют в два кратных момента времени, по которым регистрируют максимальную величину оседания эритроцитов и постоянную времени, а также предельную скорость, как их отношение, по которым определяют действительную характеристику скорости оседания эритроцитов, в отличие от известных решений, повышает точность на несколько порядков, а оперативность не менее чем в 3 раза.

ОТВЕТ

на запрос патентной экспертизы от 28.03.2013 г.
по заявке

Ознакомившись с запросом экспертизы, авторы сообщают следующее.

1. В формуле изобретения [3] указано «регистрируют максимальную величину оседания эритроцитов и

постоянную времени». Эксперт правильно указывает, что под «регистрируют» общепринято понимать запись, отметку какого-либо процесса. Однако в цифровой и микропроцессорной технике, к которым относятся компьютерные анализаторы биомедицинской техники, измеряют по сложным алгоритмам нормированных информативных параметров (см. алгоритмы (3)–(5) описания) динамических (или статических) характеристик (см. характеристики (1) и (6) заявки). При этом одновременно следуют не только измерения и вычисления (их вместе называют «определение»), но и процессы преобразования сигнала (усиление амплитуды, аналого-цифровые и времяимпульсные, мультиплексирование и дешифрация). Хранение информации включает запись и выборку по правилам адресации, фиксацию и анализ при регистрации. Поэтому «измеряют по алгоритму и хранят по правилам» целесообразно определить признаком «регистрируют» (или определяют). Физические преобразования сигналов по алгоритмам не адекватны признаку «вычисление», в аналитическом контроле под этим понимают «определение» (преобразование сигнала, включающее измерение + вычисление + запись + хранение) или «регистрацию».

Поэтому в формуле изобретения «амплитудно-временные преобразования по техническим алгоритмам как целенаправленной последовательности действий для реализации способа» определены признаком «регистрируют» (определяют по двум амплитудам высоты слоя плазмы в два момента времени).

2. Авторы согласны с экспертизой, что «в формуле изобретения не указано, каким образом следует определять заявленную действительную характеристику скорости оседания эритроцитов». Мы не видим необходимости вносить в формулу изобретения динамическую характеристику (6), приведенную на с. 5 описания, т. к. хотим сохранить авторское ноу-хау.

3. За прототип предполагаемого изобретения предложен способ определения динамики изменения скорости оседания эритроцитов [2]. Способ-прототип включает измерение в капиллярах значения высоты слоя плазмы, свободной от эритроцитов, через каждые 5 мин. в пошаговом режиме. По полученным значениям строят график динамики скорости оседания эритроцитов, характеризующий состояние обследуемого образца крови.

В прототипе делают от 10 до 20 измерений, соответственно с погрешностью более 5 или 1 % за счет аппроксимации динамической характеристики высоты слоя плазмы нелинейным графиком с субъективной погрешностью вычисления максимальной (предельной) высоты. График динамики СОЭ строят по отношению приращения высоты слоя плазмы за 5-минутный интервал также нелинейной зависимостью с субъективной погрешностью аппроксимации более 50 или 10 % для интервалов измерения $3T$ или $5T$. Погрешность вычисления скорости в десять раз выше погрешности измерения амплитуды динамической характеристики, т. к. скорость является производной от первообразной. Данный факт хорошо изучен в электротехнике и автоматике, в измерительной технике и аналитическом контроле при анализе переходных процессов и синтезе амплитудно-временных характеристик.

Для повышения точности и оперативности измерения авторы предлагают аппроксимировать измеряемую характеристику высоты слоя плазмы не графической, а аналитической зависимостью – амплитудно-временной динамической характеристикой для автоматизации

совокупных измерений с помощью компьютерных анализаторов. Для автоматического мониторинга компьютерными анализаторами с гибкой архитектурой необходимо создание универсального математического обеспечения и высокоэффективных метрологических средств. Результатом математического обеспечения служат модели и алгоритмы, характеристики и способы контроля. Основу высокоэффективных метрологических средств составляют методы повышения точности (например, градуировка и калибровка), информативные параметры и нормируемые меры, критерии и регламенты оценки.

Уместно вспомнить, что измерения классифицируют по методам получения результата измерений на прямые и косвенные, совместные и совокупные [4, с. 17–20, 82–94; 5, с. 31–32, 77–79]. Градуировка и калибровка динамических измерений высоты слоя плазмы и скорости оседания эритроцитов относятся к самым сложным, совокупным измерениям. «Совокупные измерения – проводимые одновременно измерения нескольких одноименных величин, при которых искомые значения величин измеряют путем решения системы уравнений, получаемых при измерениях этих величин в различных сочетаниях» [5, с. 32]. При градуировке число уравнений системы, переменных и коэффициентов в каждом уравнении определяются количеством случайных измерений, что приводит к трудоемким неявным итерационным решениям с неопределенностью дисперсии, которая также увеличивается пропорционально измерениям, а градуировка требует множество измерений. Графическая аппроксимация динамических амплитудно-временных зависимостей имеет низкую точность из-за субъективной градуировки множества неинформативных случайных измерений нелинейной кривой линейными отрезками. В предлагаемом способе за счет знания закономерностей количество измерений при калибровке двух динамических характеристик (измеренной высоты слоя плазмы и действительной скорости оседания эритроцитов) не превышает двух. Благодаря 2-м информативным параметрам система уравнений включает 2 формулы с прямым решением в виде 2-х алгоритмов в явном виде, оптимизирующих градуировочную зависимость к действительной динамической характеристике-эквиваленту за счет предельных информативных параметров, учитывающих нелинейности и неадекватности градуировки.

В прототипе используют рекомендованную ГОСТ градуировку с графической аппроксимацией амплитудно-временной зависимости множества случайных измерений, связанных между собой переменных, принятых за информативные параметры. Из предлагаемой динамической характеристики (1) очевидна их нелинейность экспоненциальная между амплитудами высоты и логарифмическая по интервалам времени, а также нелинейная зависимость высоты от времени по экспоненциальной динамической характеристике. Незнание закономерностей аналитического контроля приводит к графическому или статистическому анализу множества случайных переменных, взаимосвязанных с неопределенностью дисперсии нелинейной характеристики, вызывающих методическую и динамическую погрешности измерения.

Знания закономерностей нормированных совокупных измерений требуют нормируемых мер измерений переменных амплитуды высоты слоя плазмы, свободной от эритроцитов, а также интервалов времени. Од-

нозначными образцовыми мерами переменных амплитуды и времени служат предельные значения динамической характеристики: установившееся значение амплитуды, т. е. максимальная величина оседания эритроцитов H , а также постоянная времени T динамической характеристики, адекватной физике эксперимента. За информативные параметры авторы предлагают не переменные (взаимозависимые нелинейные случайные измерения: амплитуду и время), а предельные параметры динамической характеристики, однозначно регламентирующие вид нелинейной экспоненты (1) и однозначно отражающие физику и динамику эксперимента. Случайные переменные измерений предложено использовать для определения (преобразование сигнала, включающее измерение + вычисление + запись + хранение) нормируемых мер динамических характеристик, предельных амплитудно-временных параметров, т. е. информативных параметров нормированных характеристик динамики контроля изменения скорости оседания эритроцитов.

Способ организуют в виде целенаправленной последовательности действий над физическими сигналами измерения амплитуд в интервалы времени алгоритмов (3)–(4) определения (регистрации) информативных параметров нормированных динамических характеристик амплитуд высоты и скорости оседания эритроцитов. Определяют нормированные информативные параметры первообразной и производной характеристик не по множеству переменных графо-статистического анализа прототипа, а по двум измерениям амплитуд высоты в два кратных момента времени. Действительные значения измерения амплитуд высоты и изменения скорости находят по нормированным информативным предельным параметрам: H и T , их отношению – скорости V_0 , по нормированным динамическим характеристикам (1) и (6), адекватным физике динамического контроля. В отличие от графо-статистического итерационного анализа с множеством случайных взаимозависимых нелинейных измерений авторы предлагают для получения действительных значений способ аналитического контроля динамических характеристик, адекватных физике эксперимента, исключающий методическую и динамическую погрешности. Это повышает точность и оперативность автоматического мониторинга компьютерных анализаторов в частности и биомедицинской техники в целом.

Указанные отличительные признаки систематизированы в отличительной части формулы изобретения предлагаемого технического решения, которое отличается от прототипа тем, что «...измеряют высоту слоя плазмы по импульсной динамической характеристике, амплитуду которой фиксируют в два кратных момента времени, по которым регистрируют максимальную величину оседания эритроцитов и постоянную времени, а также предельную скорость, как их отношение, по которым определяют действительную характеристику скорости оседания эритроцитов».

В предлагаемом способе достаточно два измерения уровня высоты, например через 5 и 10 мин., для регистрации нормированных предельных параметров, по

которым определяют действительные динамические характеристики первообразной (высоты от времени) и производной (скорости от времени). Это обусловлено тем, что нормированные информативные параметры оптимизируют динамические характеристики к физике эксперимента с минимальной погрешностью (см. рис. 1–4 заявки). При этом не только устраняются методическая и динамическая погрешности, но и на порядок сокращается время эксперимента: со 100 мин. (для погрешности $>1\%$) до 10 мин. (с погрешностью на 6 порядков ниже, см. табл. 1, с. 8 описания). Это обусловлено заменой графо-статистической зависимости между взаимосвязанными случайными переменными (уровни высоты и интервалы времени) нормированными динамическими характеристиками с нормированными предельными параметрами (максимальной высотой, постоянной времени и предельной скоростью), адекватными физике эксперимента.

Таким образом, способ по нормируемому эквиваленту адекватно отражает физику процесса совокупных нормированных измерений и позволяет решать задачу нормированного определения динамики изменения скорости оседания эритроцитов $arg\,i_0$, тем самым повышая метрологическую эффективность предлагаемого способа за счет снижения методической и динамической погрешностей, что соответствует п. 2 ст. 1350 Кодекса, т. к. техническое решение является новым по существу и неизвестно из уровня техники. Согласно п. 10.4.2 предлагаемый способ определения динамики изменения скорости оседания эритроцитов по нормированным совокупным измерениям является объектом изобретения и не порочит п. 4 ст. 1349, п. 5.2. ст. 1350 Кодекса, а также патентоспособен в соответствии с п. 24.5.2 Регламента.

Авторы благодарят эксперта за внимательное изучение материалов и, в соответствии с вышеизложенным, просят продолжить делопроизводство по данной заявке в полном объеме формулы изобретения без включения дополнительных материалов в текст описания заявки на предлагаемый способ, основанный на нормированных совокупных измерениях в адаптивном диапазоне с заданной точностью нормированных мер границ автоматического контроля компьютерных анализаторов с высокоэффективными метрологическими средствами.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Лабораторные методы исследования в клинике / под ред. В.В. Меньшикова. М.: Медицина, 1987. 368 с.
2. Патент № 2256917 РФ. Способ определения динамики изменения скорости оседания эритроцитов и устройство для его осуществления / В.М. Розенталь, В.Э. Новиков. МПК G 01 N 33/49, publ. 20.07.2005. Бюл. № 13.
3. Патент № 2516914 РФ. Способ определения динамики изменения скорости оседания эритроцитов / А.С. Суслина, Е.И. Глинкин. МПК G 01 N 33/49, publ. 20.05.2014. Бюл. № 14.
4. Форзани Н.Г., Ильясов Л.В., Азим-заде А.Ю. Технологические измерения и приборы. М.: Высш. шк., 1989. 456 с.
5. Метрология, стандартизация и сертификация / под ред. В.В. Алексеева. М.: Академия, 2008. 384 с.

Поступила в редакцию 25 ноября 2016 г.

Глинкин Евгений Иванович, Тамбовский государственный технический университет, г. Тамбов, Российская Федерация, доктор технических наук, профессор кафедры биомедицинской техники, заслуженный изобретатель Российской Федерации, e-mail: glinkinei@rambler.ru

Болдырев Дмитрий Валерьевич, Тамбовский государственный технический университет, г. Тамбов, Российская Федерация, магистрант по направлению подготовки «Биотехнические системы и технологии», кафедра биомедицинской техники, e-mail: d.boldyreff2012@gmail.com

UDC 681.335

DOI: 10.20310/1810-0198-2017-22-1-109-115

THE METHOD OF DETERMINING THE DYNAMICS OF CHANGES OF ERYTHROCYTE SEDIMENTATION RATE

© E.I. Glinkin, D.V. Boldyrev

Tambov State Technical University

106 Sovetskaya St., Tambov, Russian Federation, 392000

E-mail: glinkinei@rambler.ru

A method for determination of erythrocyte sedimentation changes' dynamics rate in pulsed dynamic characteristics: the erythrocyte sedimentation rate and the height of the layer of plasma with normalized parameters, which compute the amplitudes measured in two multiple time is proposed.

Key words: method of determining; speed of erythrocyte sedimentation; height of layer of plasma; pulsed dynamic characteristics; parameters standard; errors

REFERENCES

1. *Laboratornye metody issledovaniya v klinike* [Laboratory Methods of Research in Clinic]. V.V. Men'shikov (ed.). Moscow, Meditsina Publ., 1987, 368 p. (In Russian).
2. Rozental' V.M., Novikov V.E. *Sposob opredeleniya dinamiki izmeneniya skorosti osedaniya eritrotsitov i ustroystvo dlya ego osushchestvleniya* [The way of defining the dynamics of changes of erythrocyte sedimentation rate and equipment for its implementation]. Patent no. 2256917 RF, MPK G 01 N 33/49, 2005. (In Russian).
3. Suslina A.S., Glinkin E.I. *Sposob opredeleniya dinamiki izmeneniya skorosti osedaniya eritrotsitov* [The way of changes dynamics' definition of erythrocyte sedimentation rate]. Patent no. 2516914 RF, MPK G 01 № 33/49, 2014. (In Russian).
4. Forzane N.G., Ilyasov L.V., Azim-zade A.Yu. *Tekhnologicheskie izmereniya i pribory* [Technological Measurements and Equipment]. Moscow, Vysshaya Shkola Publ., 1989, 456 p. (In Russian).
5. *Metrologiya, standartizatsiya i sertifikatsiya* [Metrology, Standardization and Certification]. V.V. Alekseev (ed.). Moscow, Akademiya Publ., 2008, 384 p. (In Russian).

Received 25 November 2016

Glinkin Evgeniy Ivanovich, Tambov State Technical University, Tambov, Russian Federation, Doctor of Technics, Professor of Biomedical Technics Department, Honored Inventor of Russian Federation, e-mail: glinkinei@rambler.ru

Boldyrev Dmitriy Valerevich, Tambov State Technical University, Tambov, Russian Federation, Master's Degree Student of Training Direction "Biotechnical Systems and Technologies", Biomedical Technics Department, e-mail: d.boldyreff2012@gmail.com

Информация для цитирования:

Глинкин Е.И., Болдырев Д.В. Способ определения динамики изменения скорости оседания эритроцитов // Вестник Тамбовского университета. Серия Естественные и технические науки. Тамбов, 2017. Т. 22. Вып. 1. С. 109-115. DOI: 10.20310/1810-0198-2017-22-1-109-115

Glinkin E.I., Boldyrev D.V. Sposob opredeleniya dinamiki izmeneniya skorosti osedaniya eritrotsitov [The method of determining the dynamics of changes of erythrocyte sedimentation rate]. *Vestnik Tambovskogo universiteta. Seriya Estestvennye i tekhnicheskie nauki – Tambov University Reports. Series: Natural and Technical Sciences*, 2017, vol. 22, no. 1, pp. 109-115. DOI: 10.20310/1810-0198-2017-22-1-109-115 (In Russian).