9. *Кострин Д.К., Ухов А.А.* Светосигнальная характеристика ПЗС-фотоприемника в области больших световых потоков // Контроль. Диагностика. 2013. № 5. С. 40-42.
10. *Кострин Д.К.* Исследование линейности светосигнальной характеристики ПЗС-фотоприемника // Петербургский журнал электроники. 2008. № 2-3. С. 86-91.
11. *Кострин Д.К., Ухов А.А.* Интерференция в поверхностном слое и метрологические параметры спектрометров с ПЗС-фотоприемниками // Датчики и системы. 2013. № 5. С. 13-15.
12. *Ballard D.H.* Generalizing the Hough transform to detect arbitrary shapes // Pattern recognition. 1981. Vol. 13. № 2. PP. 111-122.

Михаил Валерьевич Лавреев,
аспирант,
Андрей Александрович Ухов,
канд. техн. наук, доцент,
Николай Николаевич Потрахов,
д-р техн. наук, зав. кафедрой,
Виктор Борисович Бессонов,
ассистент,
Владимир Александрович Герасимов,
ассистент,
Дмитрий Константинович Кострин,
ассистент,
Лев Михайлович Селиванов,
ассистент,
кафедра электронных приборов и устройств,
СПбГЭТУ «ЛЭТИ»,
г. С.-Петербург,
e-mail: ni_cr24@mail.ru

А.А. Анисимов, З.М. Юлдашев, Ю.Г. Бибичева

Безокклюзионная оценка динамики артериального давления по времени распространения пульсовой волны

Аннотация

В статье предложен метод неинвазивной безокклюзионной оценки артериального давления и прогнозирования гипертонического криза на основе математической модели скорости распространения пульсовой волны. Разработаны структурная схема и алгоритм работы аппаратно-программного комплекса для мониторинга артериального давления, позволяющего в режиме реального времени отслеживать состояние пациента и заранее предупреждать о возникновении опасных изменений артериального давления, что помогает избежать развития гипертонического криза и связанных с ним осложнений.

Артериальная гипертензия (АГ) сегодня – самое распространенное заболевание сердечно-сосудистой системы не только в России, но и во всем мире. На глобальном уровне сердечно-сосудистые заболевания становятся причиной примерно 17 млн. смертельных случаев в год, что составляет почти треть от общего числа смертей. На долю АГ приходится по меньшей мере 45 % смертельных случаев, вызванных заболеваниями сердца, и 51 % случаев смерти, вызванных инсультом [1], [2]. Несмотря на усилия специалистов, АГ в Российской Федерации остается одной из наиболее значимых медико-социальных проблем. Это обусловлено как широким распространением данного заболевания – около 40 % взрослого населения РФ имеют повышенный уровень артериального давления (АД), так и тем, что АГ является основным фактором риска развития целого ряда заболеваний. Для прогнозирования АГ с целью предотвращения развития нежелательных осложнений большое значение приобретает мониторинг артериального давления у лиц, склонных к гипертензии. Однако широко используемая в клинической практике методика косвенной оценки АД не позволяет проводить непрерывные измерения из-за влияния окклюзии на точность измерения, а большинство существующих инструментальных средств основаны на окклюзионном воздействии. В этой связи актуальной становится проблема разработки безокклюзионного метода и инструментальных средств мониторинга АД.

При развитии гипертонического криза на состояние пациента большое влияние оказывает скорость подъема АД. Ее влияние даже превосходит влияние абсолютного уровня АД, так как при быстром подъеме АД не успевают включиться механизмы ауторегуляции, поэтому система мониторинга должна отслеживать динамику АД.

Целью проводимого исследования являлась разработка безокклюзионного инструментального метода мониторинга и прогнозирования резких колебаний артериального давления, приводящих к возникновению гипертонического криза (ГК). Для достижения заявленной цели были поставлены следующие **задачи**:

- разработка математической модели, описывающей безокклюзионную оценку АД, для задач мониторинга АД и прогнозирования ГК;
- разработка метода безокклюзионной оценки динамики АД для задач контроля и мониторинга развития ГК;
- разработка метода прогнозирования ГК по динамике АД;
- разработка системы для прогнозирования ГК.

Выбор математической модели для безокклюзионного измерения артериального давления по скорости распространения пульсовой волны

Задача построения математической модели гемодинамики, описывающей функционирование всей сердечно-сосудистой системы, сегодня остается нерешенной. Это обусловлено сложностью и нелинейностью рассматриваемой биологической системы, влиянием огромного числа как внутренних, так и внешних факторов на ее функционирование. Такие зависимости сложно форма-

лизовать даже на физиологически описательном уровне. Эффективным путем решения данной проблемы является моделирование работы отдельных участков сердечно-сосудистой системы, например, на уровне сердца, крупных сосудов, капилляров и т. д. Гемодинамику таких участков можно подробно описать теоретическими и эмпирическими моделями.

Давление на стенки кровеносных сосудов в некоторой точке сосудистой системы зависит от целого ряда параметров и принимает вид сложной нелинейной функции:

$$P = f(t, L, v, V, \mu, E, n), \quad (1)$$

где t – текущий момент времени; L – расстояние от сердца до точки, в которой проводятся измерения; v – частота сердечных сокращений, вызывающих пульсовую волну; V – скорость распространения пульсовой волны; μ – вязкость крови; E – эластичность сосудов; n – совокупность параметров, оказывающих косвенное влияние ($t°$ – температура, $P_{атм}$ – атмосферное давление и т. д.). Формализация такой зависимости для задач безокклюзионной оценки артериального давления представляет собой актуальную задачу.

Скорость распространения пульсовой волны V (СРПВ) зависит от биомеханических свойств (эластичности) сосудов. Для крупных сосудов (аорты и артерий) СРПВ описывается формулой Моенса-Кортевега [3]

$$V = \sqrt{\frac{E \cdot h}{\rho \cdot d}}, \quad (2)$$

где E – модуль упругости (модуль Юнга) стенки сосуда; h – толщина стенки; d – внутренний диаметр сосуда; ρ – плотность крови. Этот показатель обычно имеет значение ρ = 1,050...1,060 г/см^3. Индивидуальный показатель плотности крови для каждого человека можно считать постоянным.

Для эластичных сосудов существует эмпирическое соотношение между модулем упругости E и давлением крови P [3], [4]:

$$E = E_0 e^{\alpha P}, \quad (3)$$

где E_0 – начальное значение давления; α – коэффициент, учитывающий свойства сосудистой стенки. Он имеет значение 0,016...0,018. С учетом выражений (1) и (2) получаем следующее выражение:

$$V^2 = \frac{h}{\rho \cdot d} \cdot E_0 e^{\alpha P}. \quad (4)$$

Допуская, что на конечном участке артерии длиной L СРПВ является постоянной величиной, определим V через время T распространения пульсовой волны (ВРПВ):

$$V = L / T.$$

Тогда формула (4) преобразуется к следующему виду:

$$T^2 = \frac{L^2 \cdot \rho \cdot d}{h \cdot E_0} \cdot e^{-\alpha P}. \quad (5)$$

Логарифмируя выражение, получаем зависимость артериального давления от ВРПВ:

$$P = -\frac{2}{\alpha} \ln T + \frac{1}{a} \ln\left(\frac{L^2 \cdot \rho \cdot d}{h \cdot E_0}\right). \quad (6)$$

Данная формула показывает, что при сохранении постоянной эластичности сосуда изменения артериального давления пропорциональны изменению ВРПВ, что делает возможным косвенное измерение артериального давления по ВРПВ. Несмотря на это, определить однозначно взаимосвязь между ВРПВ и артериальным давлением достаточно сложно. Из практических исследований известно, что возраст, пол и целый ряд других показателей оказывают значительное влияние на состояние сосудов и ВРПВ, поэтому данный показатель можно применять скорее для оценки динамики артериального давления и мониторинга изменения давления обследуемого. Тем не менее установление индивидуальной зависимости ВРПВ от артериального давления может быть проведено для каждого пациента и после соответствующей калибровки с применением стандартного тонометра позволяет измерять абсолютные значения АД.

Следует отметить, что выбранная модель имеет ряд допущений, требующих дальнейшей корректировки. Формула Моенса-Кортевега была получена на основе упрощенной механической модели, которая нечувствительна к незначительным изменениям диаметра сосудов. Это может привести к возникновению ошибки измерения давления для крупных артерий, особенно у здоровых молодых пациентов, артерии которых обладают повышенной эластичностью, что при повышении давления будет приводить к увеличению радиуса артерий при прохождении пульсовой волны. Поскольку подобные изменения не учитываются в формуле, появляется необходимость введения поправочных коэффициентов. Необходимо принимать во внимание и тот факт, что на СРПВ оказывает влияние частота сердечных сокращений (ЧСС). При увеличении ЧСС от 60 до 90 в минуту показатель СПВ возрастает в значительной степени. Это связано с тем, что сосудистая стенка состоит из вязко-упругого материала, его сопротивление деформации растет с увеличением скорости деформации сосудистой стенки, которая возрастает при увеличении ЧСС. Эту особенность необходимо учитывать при трактовке динамики СРПВ при воздействиях, приводящих к изменению ЧСС.

Метод безокклюзионной оценки динамики АД и прогнозирования ГК

Предлагаемый метод безокклюзионной оценки динамики АД и прогнозирования ГК основан на использовании математической модели, учитывающей связь между ВРПВ и АД и индивидуальные особенности сосудистой системы пациента [формула (6)]. В этой модели необходимо, во-первых, определить значения параметров сосудистой системы конкретного пациента и, во-вторых, выполнить коррекцию результатов измерения АД из-за изменения модуля упругости E, диаметра сосудов d, влияния частоты сердечных сокращений, что вызывает дополнительные погрешности косвенного измерения.

Методика измерения и мониторинга АД и прогнозирования ГК предполагает на первом этапе проведение врачом комплекса измерений пульсовой волны и косвенной оценки артериального давления по формуле (6) при различных уровнях физической нагрузки и верификацию результатов измерений результатами измерения артериального давления с использованием окклюзионного метода (например, метода Короткова). Между циклами измерений должны быть предусмотрены восстановительные паузы, которые позволят исключить влияние окклюзии на погрешности измерения АД. Исследования показывают, что такое влияние отсутствует при паузах между измерениями АД не менее 30 мин. Использование различных уровней физической нагрузки при измерении

АД необходимо с целью получения достоверной информации о характере поведения сосудистой системы конкретного пациента в широком диапазоне изменения ЧСС и АД. По результатам этих исследований определяется зависимость

$$P = -K_1 \ln T + K_1 \ln\left(\frac{L^2 \cdot \rho \cdot d}{h \cdot E_0}\right) + \Delta, \qquad (7)$$

где K_1 – коэффициент пропорциональности, учитывающий состояние сосудов конкретного пациента; Δ – корректирующий показатель, позволяющий снизить погрешность измерения АД, обусловленную ограниченной адекватностью математической модели (6). Очевидно, что $\Delta = f$(ЧСС). Первый этап исследования завершается определением нижней P_H и верхней P_B границ диапазона индивидуальной нормы изменения артериального давления P конкретного пациента.

Второй этап исследования – мониторинг изменения АД и прогнозирования ГК – реализуется только на основе безокклюзионной оценки АД. Через промежутки времени Δ_t периодически измеряются ВРПВ T и ЧСС, рассчитывается артериальное давление P по формуле (7), проверяется его нахождение в диапазоне индивидуальной нормы, строится зависимость $P = P(t - \Delta_t i)$, где $\Delta_t i$ – i-й шаг косвенного безокклюзионного измерения артериального давления, выявляется тренд изменения АД, вычисляется прогнозируемое с учетом характера изменения АД его значение $P(T_П)$ в момент времени $T_П$ и проверяется соответствие прогнозируемого значения АД уровню индивидуальной нормы:

$$P_H \le P(T_П) \le P_B.$$

Учитывая, что точность прогноза существенно снижается при $T_П >> \Delta t$, а, кроме того, возможно изменение характеристик гемодинамики, целесообразно проводить уточнение прогноза для шагов безокклюзионного измерения артериального давления $i + 1$, $i + 2$, ..., $i + n$, где $n = T_П \Delta_t^{-1}$.

В случае невыполнения вышеприведенного условия, в частности если $P(T_П) > P_B$, реализующая мониторинг АД и прогнозирование ГК система должна сообщить и пациенту, и семейному врачу о возможности развития гипертонического криза с целью приема лекарственных средств для снижения давления, а семейный врач должен рекомендовать пациенту необходимую дозу лекарственного средства для требуемого снижения АД.

Таким образом, предлагаемый метод мониторинга АД и прогнозирования ГК предполагает периодическую безокклюзионную оценку АД пациента через промежутки времени Δ_t и контроль соответствия прогнозируемого значения АД уровню индивидуальной нормы пациента (или фактического превышения верхней границы диапазона индивидуальной нормы).

При реализации предложенного метода безокклюзионного мониторинга АД и прогнозирования ГК большое значение имеет выбор начала момента времени отсчета пульсовой волны и местоположения точки оценки ВРПВ. Для этих целей могут быть использованы точки либо на сонной артерии, либо на запястье рук. При использовании точек запястья следует учитывать, что температура крови вдоль руки непостоянна, что приводит к изменению вязкости крови и появлению дополнительной погрешности измерения АД. По мнению большинства специалистов [5], оптимальной для регистрации ВРПВ является точка на сонной артерии. В данной точке температура крови соответствует температуре крови в сердце, пульсовая волна имеет значительную амплитуду, что обеспечивает надежную ее регистрацию. Следует учитывать также, что математическое описание [формула (6)] соответствует процессам в крупных сосудах. При использовании точки регистрации ПВ на сонной артерии успешно решается вопрос выбора начального момента времени распространения пульсовой волны. Известно, что R-зубец на электрокардиограмме определяет начало выброса крови в левый желудочек. Он же позволяет точно зафиксировать и начало выброса крови из желудочка в аорту – начальный момент времени распространения пульсовой волны. Для конкретного пациента не составляет труда с высокой точностью определить расстояние L от сердца до точки регистрации пульсовой волны и время T распространения пульсовой волны (используется точка нарастания пульсовой волны на временной диаграмме).

Разработка системы для безокклюзионной оценки динамики АД и прогнозирования ГК

Для реализации вышеописанного метода безокклюзионного мониторинга АД и прогнозирования ГК предлагается следующая структура системы (*рис. 1*) из трех основных частей: измерительного канала, канала верификации характеристик зависимости АД и ВРПВ и микропроцессорного блока обработки данных.

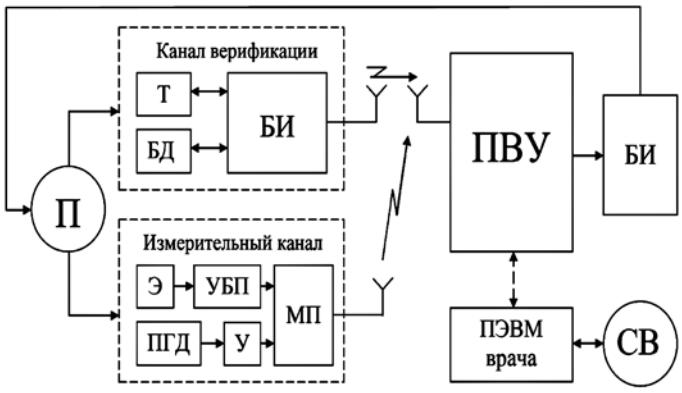

Рис. 1. Структурная схема системы мониторинга АД

Для оценки ВРПВ необходима синхронная регистрация с тела пациента двух сигналов: сигнала пульсовой волны и электрокардиосигнала (ЭКС). ЭКС распространяется по телу практически без задержки, а сигнал пульсовой волны в каждой точке тела имеет свою временную задержку относительно систолы. Как было отмечено ранее, в качестве исходной точки отсчета берется R-зубец электрокардиограммы, в качестве второй – первый максимум пульсовой волны. Для снятия ЭКС достаточно одного стандартного отведения, для удобства можно рекомендовать использование двух браслетов с электродами на левой и правой руках. Для получения сигнала пульсовой волны возможны различные варианты: применение аппланационного тонометра, пьезоэлектрического датчика, объемной сфигмографии и т. д. Самым простым неинвазивным способом получения пульсовой волны является метод фотоплетизмографии. Он достаточно прост с точки зрения инструментального обеспечения: для разработки датчика требуется простейшая оптопара, работающая в инфракрасном диапазоне, и трансим-

педансный усилитель с блоком предварительной фильтрации. Так как пульсовая волна будет регистрироваться на сонной артерии, фотоплетизмографический датчик крепится на поверхности шеи пациента непосредственно у сонной артерии и работает на отраженном свете. Такое крепление датчика не сдавливает участок ткани, на котором производятся измерения, и не вызывает неприятных ощущений у пациента при мониторинге давления в течение длительного времени.

Для уточнения параметров модели и индивидуальной калибровки измерительной системы необходимо наличие канала верификации, в качестве которого выступает стандартный манжетный осциллометрический тонометр (Т) с беспроводным Bluetooth-интерфейсом (БИ). На этапе обучения системы тонометр собирает массив данных из однократных измерений систолического и диастолического АД с заданным промежутком времени, далее эти данные используются для корректировки значений АД, рассчитанных по ВРПВ. Для повышения точности измерения АД в систему вводится блок дополнительных датчиков (БД): датчик температуры (как внешней, так и температуры тела), датчик атмосферного давления, акселерометр (для компенсации двигательной активности).

Данные с канала измерения поступают для оцифровки и предварительной обработки на микропроцессор (МП), далее по беспроводному интерфейсу передаются на персональное вычислительное устройство (ПВУ) пациента (смартфон, планшет, персональный компьютер и т. д.). На это же устройство поступают данные с канала верификации для формирования базы данных измерений АД на этапе уточнения параметров математической модели и индивидуализации настроек системы; формирования базы данных мониторинга по результатам безокклюзионного измерения АД; прогнозирования изменений АД на ближайшие 6, 12 и 24 ч. Далее информация о характере изменения АД пациента поступает на персональный компьютер (ПЭВМ) к семейному врачу (СВ) через канал сотовой телефонной связи или Интернет для формирования врачом рекомендаций по улучшению состояния здоровья пациента. Информация об уровне АД и предупреждающие сигналы в случае его выхода за пределы индивидуальной нормы поступают к пациенту через блок индикации (БИ).

Алгоритм работы системы мониторинга АД и прогнозирования ГК

Алгоритм работы разрабатываемой системы представлен на *рис. 2*, его можно разбить на три основных этапа:

1. *Этап калибровки и индивидуализации работы системы*. Поскольку зависимость АД от ВРПВ является строго индивидуальной, система нуждается в первоначальной калибровке под каждого конкретного пользователя. На данном этапе производится измерение медико-биологических параметров пациента (ИМБП) одновременно с канала верификации (КВ) и измерительного канала (ИК), при этом от числа циклов записи зависит точность дальнейших измерений. Массив записанных данных усредняется и записывается в память микропроцессора. Далее, по окончании этапа калибровки, массив используется для уточнения данных, полученных расчетным путем.

2. *Измерительный этап*. Прибор работает в качестве неинвазивного монитора АД, проводится постоянная корректировка результатов измерения (КРИ), сохранение результатов в память микропроцессора (СР), построение тренда изменения АД на заданный промежуток времени (ПТ), определяются основные показатели состояния пациента (ОПП), далее цикл повторяется до достижения заданного уровня точности.

3. *Этап передачи данных семейному врачу*. На данном этапе проводится дополнительная корректировка результатов измерения, определяется текущее физиологическое состояние пациента (ОФСП), при выходе значимых показателей (АД или ЧСС) за пределы нормы данные передаются семейному врачу для выработки соответствующих инструкций и дальнейшей нормализации состояния пациента после их выполнения (ВИСВ). При необходимости мониторинг АД продолжается, или же следует завершение работы системы.

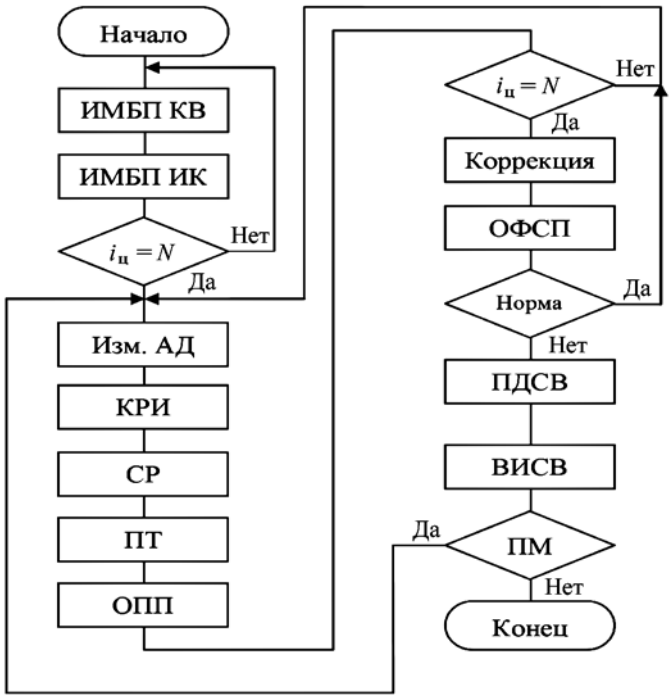

Рис. 2. Алгоритм работы системы мониторинга АД

Выводы

1. Мониторинг артериального давления у людей с повышенным АД позволит исключить риск возникновения ГК и развития нежелательных побочных эффектов.

2. Метод безокклюзионной оценки АД позволяет реализовать длительное наблюдение за динамикой артериального давления и прогнозирование ГК

3. Безокклюзионную оценку АД предлагается осуществлять путем измерения ВРПВ и применения соответствующей математической модели, связывающей ВРПВ и АД.

4. Система мониторинга АД должна включать в себя измерительный канал (синхронная запись ЭКГ и сигнала пульсовой волны) и канал верификации (стандартный тонометр), позволяющий скорректировать и индивидуализировать расчетные показатели АД.

5. Алгоритм работы системы должен включать в себя возможность прогнозирования развития ГК и выхода физиологических параметров пациента за пределы нормы, при этом данные оперативно передаются семейному врачу для выработки необходимых инструкций по нормализации состояния пациента.

Список литературы:

1. Всемирная организация здравоохранения, Глобальное резюме по гипертонии / http://apps.who.int/iris/bitstream/10665/79059/5/WHO_DCO_WHD_2013.2_rus.ppd.
2. *Lim S.S., Vos T., Flaxman A.D., Danaei G. et al.* A comparative risk assessment of burden of disease and injury attributable to 67 risk factors and risk factor clusters in 21 regions, 1990-2010: A systematic analysis for the Global Burden of Disease Study 2010 // Lancet. 2012. 380 (9859) : 2224-60.
3. *Proença J., Muehlsteff J., Aubert X. et al.* Is Pulse Transit Time a good indicator of Blood Pressure changes during short physical exercise in a young population? / Conf. Proc. IEEE Eng. Med. Biol. Soc., Argentina, August – September 2010.
4. *Cattivelli F.S., Garudadri H.* Noninvasive Cuffless Estimation of Blood Pressure from Pulse Arrival Time and Heart Rate with Adaptive Calibration / Wearable and Implantable Body Sensor Networks, USA, Berkeley, June 2009.
5. *Gesche H., Grosskurth D., Kuchler G. et al.* Continuous blood pressure measurement by using the pulse transit time: Comparison to a cuff-based method // European Journal of Applied Physiology. January 2012. Vol. 112. Issue 1.

Алексей Андреевич Анисимов,
аспирант, ассистент,
Зафар Мухамедович Юлдашев,
д-р техн. наук, профессор,
зав. кафедрой,
Юлия Германовна Бибичева,
аспирант,
инженер по выполнению
научно-исследовательских работ,
кафедра биотехнических систем,
СПбГЭТУ «ЛЭТИ»,
г. С.-Петербург,
e-mail: aaanisimov@etu.ru

З.М. Юлдашев, Ю.Г. Бибичева, А.А. Анисимов, А.Ю. Глазова

Неинвазивная оценка уровня гематокрита спектрофотометрическим методом

Аннотация

Рассматриваются методика и система для неинвазивной оперативной оценки уровня гематокрита для задач медицины катастроф. Метод основан на спектрофотометрировании крови с использованием совокупности источников импульсного оптического излучения. Предложена математическая модель, описывающая процесс измерения оптического сигнала на длинах волн источников излучения с учетом поглощения излучения структурными элементами крови. Получены аналитические соотношения, позволяющие определить концентрации структурных элементов крови и уровень гематокрита. Рассматриваются особенности реализации предложенной методики исследования и принцип работы системы.

Актуальность

Уровень гематокрита является важным показателем функционального состояния кроветворной и кровеносной систем и всего организма человека в целом. С учетом этого показателя диагностируют ряд гематологических и онкогематологических заболеваний. При нарушении целостности кровеносной системы человека и кровопотерях меняется соотношение форменных элементов, наблюдается снижение числа эритроцитов в общем объеме крови. Поэтому уровень гематокрита часто используют в медицине критических состояний и медицине катастроф как важный индикатор не только наличия внутренних или внешних кровопотерь, но и как показатель, отражающий степень кровопотерь [1]-[3].

В лабораторных условиях уровень гематокрита оценивают как часть объема крови, приходящегося на эритроциты (иногда всех форменных элементов крови), к общему объему крови. Для его оценки требуется центрифугирование крови, затраты времени составляют не менее 5 мин. В условиях чрезвычайных ситуаций, при решении задачи сортировки и эвакуации пострадавших, требуется оперативная оценка тяжести состояния пострадавшего за время не более 1...2 мин. В этих условиях использование классического лабораторного метода оценки уровня гематокрита невозможно, в связи с чем проблема неинвазивной оперативной оценки уровня гематокрита человека приобретает особую актуальность.

Цель настоящего исследования – повышение точности неинвазивной оценки уровня гематокрита в условиях ограниченного времени.

Для достижения поставленной цели решаются следующие задачи:

1. Разработка математической модели, позволяющей оценить содержание форменных элементов крови, и в частности эритроцитов, в исследуемом объеме крови.
2. Разработка методики неинвазивной оперативной оценки уровня гематокрита.
3. Разработка структуры микропроцессорной системы для неинвазивной оценки уровня гематокрита.

Математическая модель измерительного процесса

Для разработки метода неинвазивной оценки уровня гематокрита (*Ht*) человека необходимо уточнить структуру крови. Она представляет собой полидисперсную систему и состоит из двух групп компонентов. Первая группа – плазма крови. В норме она составляет около 50...60 % объема крови. В структуру плазмы крови входят: вода (85 %), органические соединения (белки – альбумины, глобулины и фибриногены), аминокислоты, креатины, аммиак, глюкоза, жирные кислоты, глицеролы, холестерин, минеральные соли (растворимые соли натрия, калия, магния, кальция; соляной, серной, фосфорной и угольной кислот), биологически активные вещества (гормоны, ферменты, витамины) и растворенные в воде кислород и углекислый газ. Вторая группа – форменные элементы крови – в норме составляет около 40...50 % объема. В структуру форменных элементов входят эритроциты, которые преобладают по объему и количеству, а также тромбоциты и лейкоциты. Так как эритроциты обеспечивают транспорт кислорода из легких в ткани и