

20. Minamisawa H., Smith M.L., Siesjo B.K. The effect of mild hyperthermia and hypothermia on brain damage following 5, 10, and 15 minutes of forebrain ischemia // Ann. Neurol. 1990. Vol. 28 (1). PP. 26-33.
21. Laptook A.R., Corbett R.J., Sterett R., Garcia D., Tollefsbol G. Quantitative relationship between brain temperature and energy utilization rate measured in vivo using <sup>31</sup>P and <sup>1</sup>H magnetic resonance spectroscopy // Pediatr. Res. 1995. Vol. 38 (6). PP. 919-925.
22. Busto R., Dietrich W.D., Globus M.Y., Valdes I., Scheinberg P., Ginsberg M.D. Small differences in intraischemic brain temperature critically determine the extent of ischemic neuronal injury // J. Cereb. Blood Flow Metab. 1987. Vol. 7 (6). PP. 729-738.
23. Gunn A.J., Bennet L. Is temperature important in delivery room resuscitation? // Semin. Neonatol. 2001. Vol. 6 (3). PP. 241-249.
24. Williams J.R. The Declaration of Helsinki and public health // Bull. World Health Organ. 2008. Vol. 86 (8). PP. 650-652.
25. Радзинский В.Е., Ураков А.Л., Уракова Н.А. Способ акушерского пособия при потугах / Патент 2502485 РФ. 2013. Бюл. № 36.

Наталья Александровна Уракова,  
канд. мед. наук, ассистент,  
кафедра акушерства и гинекологии ФПП и ПК,  
ГБОУ ВПО «Ижевская государственная  
медицинская академия»,  
Александр Ливиевич Ураков,  
д-р мед. наук, профессор, академик РАЕ,  
зав. кафедрой общей  
и клинической фармакологии,  
ГБОУ ВПО «Ижевская государственная  
медицинская академия МЗСР РФ»,  
научный сотрудник,  
отдел термомодеформационных процессов,  
ФГБУН «Институт механики»  
Уральского отделения РАН,  
г. Ижевск,  
e-mail: urakovanatal@mail.ru

И.Н. Селянко, Э.В. Медведева, Ю.В. Епишин

## Датчик уровня крови на основе анализатора цифрового видеоизображения для аппаратов аутоотрансфузии

### Аннотация

В статье приведены результаты исследований оригинального датчика уровня крови, предназначенного для применения в аппаратах интраоперационной аутоотрансфузии крови и испытанного совместно с классическим (фотоэлектронным) датчиком в аппарате «ТРАНСФЭЛ» компании ЗАО «НТЦ-ЭЛИНС». Принцип работы датчика основан на определении границы эритроцитов в сепараторном колоколе, что позволяет получать максимально возможный уровень гематокрита в конечном продукте. Представлены внутренняя схема датчика, алгоритм работы и результаты его испытаний (получаемый уровень гематокрита НТС > 60 %). Для исследований использовались одноразовые наборы с колоколами типа «Latham» на 125 и 225 мл. В приложении приведены основные характеристики аппарата аутоотрансфузии «ТРАНСФЭЛ» компании ЗАО «НТЦ-ЭЛИНС».

### Введение

Уже более 15 лет в мире широко используются аппараты для интраоперационной аутоотрансфузии крови. В первую очередь это связано с тем, что донорская кровь не может гарантировать безопасности ее переливания пациенту. Более того, использование донорской крови может осложняться сокращением числа доноров, трудностями ее хранения и транспортировки и отказом ее применения пациентами по религиозным и личным убеждениям (см. [1]).

Аппараты аутоотрансфузии выпускаются в ряде стран, таких как США, Германия, Италия, и широко применяются в клинической практике многих зарубежных лечебных учреждений. Результатом работы этих аппаратов (*конечным продуктом*) является очищенная эритроцитарная масса в физиологическом растворе. Одним из основных показателей качества работы таких аппаратов является концентрация данной эритроцитарной массы (процент гематокрита НТС). Значение гематокрита у человека в среднем колеблется от 40 до 45 %, но при операции собранная кровь пациента, как правило, имеет существенно меньший процент гематокрита из-за ее разбавления антибиотиками, антикоагулянтами и другими жидкостями. Задача аппаратов подобного типа состоит в том, чтобы не только отмыть эритроциты от плазмы и других компонентов, но еще и получить продукт с достаточно высоким уровнем гематокрита, чтобы нормали-

зовать его у пациента при возврате конечного продукта в кровотоки.

За уровень гематокрита в конечном продукте отвечает датчик, установленный в узел центрифуги и определя-



Рис. 1. Общий вид аппарата аутоотрансфузии «ТРАНСФЭЛ»

ющий уровень поступающей крови в сепараторный колокол, которая подается в него при высокой скорости вращения колокола в центрифуге. Под действием центробежной силы эритроциты, благодаря большему удельному весу, начинают сгущаться около внешних стенок сепараторного колокола и эритроцитарная масса, постепенно накапливаясь в колоколе, растет снизу вверх. Задача датчика уровня крови заключается в том, чтобы определить максимально возможный уровень эритроцитов в сепараторном колоколе до момента его максимального заполнения и остановить насос подачи крови, чтобы избежать переполнения колокола кровью. Таким образом, чем выше датчик может определить границу эритроцитов, тем большим будет процент гематокрита конечного продукта. Эта задача усложняется особой формой колокола, когда датчик отлавливает уровень эритроцитов на скруглении ребра его внешней стенки 5 (см. рис. 2) и переходе на горловину.

В аналогичных аппаратах аутоотрансфузии «Cell Saver 5+» и «Cell Saver Elite», «Haemonetics» (США), «Electa Essential Cell Separator», «Dideco» (Италия) и других, взятых в качестве прототипа аппарата «ТРАНСФЭЛ», применяются фотоэлектронные датчики, срабатывающие по отраженному от колокола лучу светодиода или лазера [2]. И из-за относительных «неточностей» таких датчиков в определении уровня эритроцитов на скруглении ребра колокола гематокрит конечного продукта колеблется от 50 до 65 % [3]. Применяемые в указанных аппаратах датчики требуют предварительной точной настройки при изготовлении и имеют высокую стоимость (400...1000 евро).

Таким образом, мы считаем задачу разработки интеллектуального датчика, соответствующего современным технологиям, для получения стабильно высокого уровня гематокрита конечного продукта не менее 60 % и надежного в срабатывании весьма актуальной.

Для аппарата «ТРАНСФЭЛ» был разработан и опробован оригинальный датчик уровня крови на основе цифровой обработки изображений вместо датчика, применяемого на фотоприемнике. Статья организована таким образом: сначала мы описываем устройство датчика, далее – алгоритм его работы и результаты экспериментов с ним в сравнении с результатами экспериментов с датчиком на фотоприемнике. В последнем разделе статьи приведены основные характеристики аппарата аутоотрансфузии «ТРАНСФЭЛ».

### Устройство датчика уровня крови

Вместо применяемого во всех типах аппаратов аутоотрансфузии оптического датчика, построенного по схеме излучения света от красного светодиода и приема отраженного от поверхности колокола света фотоприемником, предлагается датчик уровня крови, схема которого представлена на рис. 2. Разработанный датчик уровня крови состоит из трех основных составляющих: цифровой видеокамеры 1, блока обработки видеосигнала 2 и блока активной подсветки 3. Видеокамера и блок активной подсветки установлены в виде отдельного узла на поверхности корпуса центрифуги 6 под защитным стеклом. При помощи сигнального шлейфа 4 камера соединяется с блоком цифровой обработки.

Схема активной светодиодной подсветки используется во избежание влияния внешней освещенности (появления бликов и затемнений). По этой же причине необходимо, чтобы небольшой участок верхней крышки цен-

трифуги был затемнен, если она достаточно прозрачна. Цифровая видеокамера небольшого разрешения является источником видеосигнала и передает по сигнальному шлейфу изображения с частотой примерно 300 мс в блок цифровой обработки.

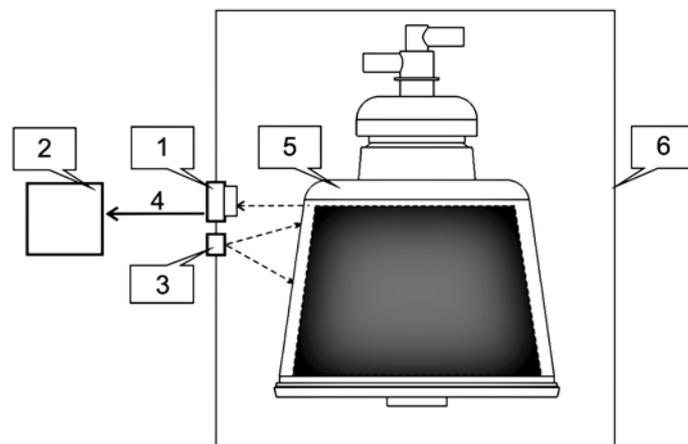


Рис. 2. Схематичное устройство датчика уровня крови: 1 – цифровая видеокамера; 2 – блок обработки видеосигнала; 3 – блок активной подсветки; 4 – сигнальный шлейф; 5 – ребро внешней стенки сепараторного колокола; 6 – корпус центрифуги

### Алгоритм работы датчика уровня крови

Алгоритм работы датчика уровня крови основан на цифровой обработке изображения верхней части колокола (см. рис. 3). С помощью специального программного обеспечения происходит начальная настройка области видеозахвата камеры на рабочую поверхность сепараторного колокола 5, выше которой поступающая кровь не должна заходить. В начале работы сепараторный колокол раскручивается до 5600...5650 об/мин, и в него начинает поступать кровь для очистки. Уровень крови визуально просматривается камерой сквозь прозрачную поверхность колокола. Как только он попадает в область видеозахвата – «область интереса» (см. рис. 3) видеокамеры, происходит снижение скорости подачи крови.

В пределах кадра видеоизображения выбирается прямоугольная рабочая область размером  $M \times N$  точек, по которой осуществляется оценка уровня жидкости. Положение рабочей области выбирается в стороне от бликов от лампы подсветки камеры. В результате оценки рабочей области на каждом кадре видеоизображения формируется признак работы или остановки насоса подачи жидкости.

Пусть  $F[i, j]$  – значение яркости точки рабочей области, где  $i \in \overline{1, M}$ ,  $j \in \overline{1, N}$ . Оценка рабочей области включает в себя вычисление построчных средних значений

$$\bar{F}[i] = \frac{1}{N} \sum_{j=1}^N F[i, j]$$

и поиск среди значений  $\bar{F}[i]$ , где  $i \in \overline{1, M}$ , перепада, превышающего некоторое пороговое значение  $T$ . А именно: если для некоторого индекса  $i_0$  выполняется условие

$$\bar{F}[i_0] - \bar{F}[i_0 - 1] > T$$

и при этом индекс  $i_0$  соответствует ожидаемому уровню жидкости, то формируется признак остановки насоса подачи жидкости, в противном случае формируется признак работы насоса подачи жидкости.

В предлагаемой реализации рабочая область имела размеры  $M = 512$ ,  $N = 32$  при полном разрешении кадра

1944 × 2592. Как видно на *рис. 3*, область интереса представляет собой небольшую область на границе основной полости колокола и его верхней части (горла).

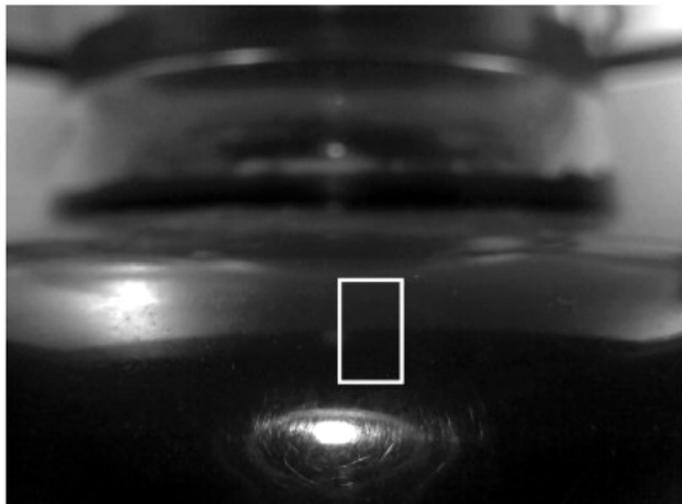


Рис. 3. Область интереса видеокамеры на поверхности колокола сепарации

Программным способом эта область перемещается по горизонтали или вертикали, чтобы, с одной стороны, приблизить ее как можно ближе к границе рабочего объема колокола, с другой – увести ее от блика активной подсветки светодиода (на *рис. 3* снизу).

При этом плазма или промывающая жидкость, которые отличаются по своему цвету от очищаемой крови, продолжают поступать в колокол выше окна интереса и выходить далее в линию стока отходов. Как только область видеобзора камеры «наполняется» нужным изображением концентрированных эритроцитов, срабатывает алгоритм блока обработки и дается команда на прекращение подачи крови в колокол сепарации. После этого в колокол поступает промывочная жидкость, и процесс очистки идет по стандартному сценарию. Небольшая площадь области интереса позволяет использовать недорогую портативную веб-камеру совместно с вычислительным устройством небольшой мощности (одноплатной ЭВМ на базе ОС LINUX), с помощью которого происходит цифровая обработка видеосигнала. Настроенная таким образом область обзора видеокамеры вводится в память блока обработки и учитывает расположение камеры для дальнейшего ее расположения в процессе производства с небольшим допуском. В примененной схеме аппарата «ТРАНСФЭЛ» применялась веб-камера с небольшим разрешением в области распознавания. По сравнению с аналогичными системами, построенными на фотоэлектронных устройствах, предлагаемое решение значительно дешевле и не требует ручной подстройки ни в процессе производства, ни в процессе эксплуатации прибора.

### Результаты экспериментов

Для исследований использовались одноразовые наборы с колоколами типа «Latham» на 125 и 225 мл. Было произведено порядка 20 экспериментов, при которых колокол заполнялся до второго срабатывания датчика уровня крови. При этом недостатка крови при заполнении колокола обнаружено не было.

Результаты, полученные на аппарате «ТРАНСФЭЛ» с применением интеллектуального датчика уровня крови по сравнению с классическим применением фотоэлек-

тронного датчика, приведены в *табл. 1*. Данные *табл. 1* являются средними значениями всех проведенных экспериментов.

Для датчика, основанного на обработке видеосигнала, средний уровень гематокрита в полученном конечном продукте составляет НТС = 62 %, т. е. более 60 %, при допустимом уровне гемолиза менее 8 %. Этот показатель не только сравним с показателями аналогичных зарубежных аппаратов, но даже превышает их (см. [4]). Максимальный уровень гематокрита с применением интеллектуального датчика достигает 63 %.

Для фотометрического датчика средний уровень гематокрита в полученном конечном продукте составляет НТС = 52 % при допустимом уровне гемолиза менее 4 %. Максимальный уровень гематокрита с применением фотометрического датчика достигает 55 %.

Таблица 1

#### Средние значения гематокрита и гемолиза по результатам проведенных экспериментов для фотометрического датчика и датчика уровня крови, основанного на обработке изображения

№ п/п	Тип датчика	Гематокрит (НТС), %	Гемолиз, %
1	Фотометрический	55	4
2	Видеообработка	62	3

Подводя итог и основываясь на результатах экспериментов, мы считаем задачу разработки интеллектуального датчика уровня крови выполненной. В ближайшее время будут проведены клинические испытания аппарата «ТРАНСФЭЛ», и тогда мы сможем получить более полную картину и статистические данные. Алгоритм обработки изображений также может быть усовершенствован в будущем в зависимости от результатов клинических испытаний. Применение интеллектуальных систем обеспечивает большую гибкость и адаптивность работы датчика уровня крови.

### Приложение. Аппарат аутотрансфузии «ТРАНСФЭЛ» (основные характеристики)

В *табл. 2* представлены некоторые технические характеристики разрабатываемого аппарата «ТРАНСФЭЛ», на котором были получены результаты работы датчиков в рассматриваемой работе.

Таблица 2

#### Основные технические характеристики аппарата «ТРАНСФЭЛ»

Масса аппарата, кг	25
Габаритные размеры аппарата, мм	674x390x330
Потребляемая мощность, Вт	Менее 100
Насосы	Роликовый насос с регулируемой скоростью потоков. Встроенный вакуумный насос с регулируемой степенью разряжения
Клапаны	3 экономичных пневматических зажима
Скорость вращения центрифуги	До 5650 об/мин
Скорость потоков, мл/мин:	
раневой крови	300...800
отмывающего раствора	300...800
эритроцитов (концентрат)	150...300

Следует отметить некоторые функциональные особенности аппарата «ТРАНСФЭЛ»:

- визуальный контроль колокола и процедуры отмывки;
- выбор необходимой программы при различных видах оперативных вмешательств;
- быстрая смена программ обработки крови во время оперативного вмешательства (при необходимости);
- встроенный вакуумный насос для забора крови;
- автоматическое взвешивание резервуара собранной крови для начала работы с заданным объемом собранной крови;
- малошумные и экономные пневматические клапана для пережатия магистралей;
- роликовый насос высокой производительности;
- центрифуга с датчиком запираания крышки, датчиком уровня крови, датчиком пролитой жидкости и пороговым датчиком защиты от превышения вибрации;
- датчик цвета линии стока;
- датчик пережатия магистралей реинфузии;
- 5- или 7-дюймовый цветной сенсорный монитор для выбора режимов работы, запуска и отображения процесса работы аппарата;
- встроенный принтер для вывода на печать результатов проведенной процедуры;
- встроенный сканер штрих-кода для ввода информации во внутреннюю флэш-память и учета расходных материалов;

- внутренняя флэш-память на 8 тыс. процедур;
  - автономная работа на случай сбоев электроснабжения или его отсутствия до 2 ч (внешний SmartUPS 1500W);
  - защита от перенапряжения сети (380 В).
- Работа выполнена ЗАО «НТЦ ЭЛИНС».**

*Список литературы:*

1. *Шупулин В.М.* Кровесбережение в кардиохирургии. – Томск: STT Publishing, 2010.
2. *Herrig R.* Two-stage cell wash process controlled by optical sensor / U.S. Patent № 5,478,479. 26 Dec. 1995.
3. *Serrick C.J. et al.* Quality of red blood cells using autotransfusion devices: A comparative analysis // The Journal of extra-corporeal technology. 2003. Vol. 35.1. P. 28.
4. *Reeder G.D.* Autotransfusion theory of operation: A review of the physics and hematology // Transfusion. 2004. Vol. 44. S 2. PP. 35S-39S.

*Игорь Николаевич Селянко,*  
*начальник отдела 23,*  
*Элина Валерьевна Медведева,*  
*инженер-электроник,*  
*Юрий Владимирович Епишин,*  
*начальник отдела 52,*  
*ЗАО «НТЦ ЭЛИНС»,*  
*г. Москва,*  
*e-mail: selyanko@elins.ru*

---

*Т.В. Истомина, И.А. Филатов, А.И. Сафронов, В.В. Истомин, Д.А. Загребин,  
Д.М. Пучиньян, А.В. Кондрашкин, С.А. Карпицкая*

## **Многоканальный сетевой анализатор биопотенциалов для дистанционного управления реабилитацией больных с постуральным дефицитом**

### **Аннотация**

В статье описан комплекс дистанционной мультидиагностики, позволяющий проводить длительную реабилитацию пациентов с постуральным дефицитом в условиях удаленного доступа через Интернет. Комплекс дает возможность врачу-реабилитологу контролировать процесс реабилитации на основе анализа динамики ЭКГ, ЭЭГ, ЭМГ и стабилотраммы, а также проводить реабилитационные мероприятия с использованием принципов биологической обратной связи. Приведены результаты тестовых испытаний опытного образца у больных с постуральным дефицитом.

### **Введение**

Реабилитация больных после операций эндопротезирования крупных суставов, стационарного лечения пациентов, перенесших инсульт, черепно-мозговую или спинальную травмы, должна выполняться под строгим наблюдением и контролем специалиста в течение длительного времени. Например, при замене тазобедренного сустава реабилитационный период продолжается 10-12 месяцев, у больных с инсультом или черепно-мозговой травмой реабилитация может длиться годами [1]-[4]. Госпитализация в специальный центр для восстановительного лечения под руководством специалистов-реабилитологов на столь длительные сроки нецелесообразна по экономическим соображениям. Поэтому больные оказываются практически без контроля, а результаты высокотехнологического и дорогостоящего оперативного вмешательства при эндопротезировании, а также реабилитации после инсульта или спинальной травмы могут оказаться неудовлетворительными.

По данным большинства зарубежных и отечественных авторов, потребность, например в эндопротезиро-

вании тазобедренного сустава, составляет в Российской Федерации около 300000 операций в год [3]-[5]. Однако неудовлетворительные результаты эндопротезирования тазобедренного сустава составляют 8...10 % [1], [6], [7], причем минимум 2 % – это больные, у которых послеоперационная реабилитация проведена неполноценно. При стоимости операции 200 тыс. руб. ежегодные потери отечественного здравоохранения из-за плохой реабилитации составляют 1,2 млрд. руб. Аналогичны потери в реабилитационном периоде для больных, перенесших инсульт, черепно-мозговую или спинальную травму.

Современная медицинская реабилитация указанной категории больных включает в себя комплекс лечебно-диагностических мероприятий, направленных на полноценное функциональное, социально-бытовое и профессиональное восстановление пациентов. Комплексная программа реабилитации в каждом случае строго индивидуальна, она подбирается врачом-реабилитологом с целью восстановления утраченного объема движений в суставах и максимально быстрого возвращения больного к привычному образу жизни [1], [3], [6], [8], [9].

Традиционным подходом в реабилитации данной