

рующее КПД насоса будет завышенным. Существенное уменьшение диаметра проточной части или увеличение длины выходного участка КН позволяет устранить этот эффект. Последнее приводит к значительному увеличению габаритов насоса.

В работе предложена модификация ВА с РС потока, расположенным в областях 2 и 3 (рис. 1б). Криволинейный и прямолинейный участки поджимают поток к внутренней стенке и тем самым уменьшают ЗС и нормализуют поток на выходе из ВА. В результате математического моделирования установлено приемлемое расположение РС вдоль осевой линии либо с малым смещением от осевой линии к внутренней стенке. Изменение длины прямолинейного участка позволяет корректировать величину ЗС. Установлено, что для начальной конфигурации при длине прямолинейного участка $L_2 \geq 10$ мм ЗС полностью устраняется. Введение в конструкцию проточной части насоса РС позволит устранить ЗС и обеспечить более равномерный по сечению поток на выходе из ВА при неизменности размеров исходной проточной части.

Благодарности

Работа выполнена при поддержке Российского фонда фундаментальных исследований (РФФИ, грант № 15-29-01085 офи_м).

Список литературы:

1. *Kyo S.* VAD in advanced-stage heart failure. – Springer Japan, 2014.
2. *Хомяков А.М.* Оценка потребности населения в трансплантации органов, донорского ресурса и планирование эффективной сети медицинских организаций (центров трансплантации) // Вестник трансплантологии и искусственных органов. 2014. Т. 15. № 3. С. 11-24.
3. *Готье С.В. и др.* Донорство и трансплантация органов в Российской Федерации в 2013 году // Вестник трансплантологии и искусственных органов. 2014. Т. 16. № 2.
4. *Selishchev S., Telyshev D.* Ventricular assist device Sputnik: Description, technical features and characteristics // Trends in Biomaterials and Artificial Organs. 2015. Vol. 29. № 3.
5. *Богданова Ю.В.* Особенности проектирования устройства НВК: обзор работ / Ю.В. Богданов, А.М. Гуськов // Наука и образование. 2014. № 3. С. 170-187.
6. *Yen J.H. et al.* The effect of turbulent viscous shear stress on red blood cell hemolysis // Journal of Artificial Organs. 2014. Vol. 17. № 2. PP. 178-185.
7. *Sakota D. et al.* Mechanical damage of red blood cells by rotary blood pumps: Selective destruction of aged red blood cells and subhemolytic trauma // Artificial Organs. 2008. Vol. 32. № 10. PP. 785-791.
8. *Chiu W. et al.* Thromboresistance comparison of the HeartMate II VAD with the device thrombogenicity emulation-optimized HeartAssist 5 VAD // Journal of Biomechanical Engineering. 2014. Vol. 136. № 2. PP. 1-9.
9. *Michalis X. et al.* Device Thrombogenicity Emulator (DTE) – Design Optimization Methodology for Cardiovascular Devices // Journal of biomechanics. 2010. Vol. 43. № 12. PP. 2400-2409.
10. *John R.* Current axial-flow devices – the HeartMate II and Jarvik 2000 left ventricular assist devices // Seminars in thoracic and cardiovascular surgery. WB Saunders, 2008. Vol. 20. № 3. PP. 264-272.
11. *Verteeg H.K., Malalasekera W.* An Introduction to CFD. 1995.
12. *Wu J. et al.* CFD-based design optimization for an implantable miniature Maglev pediatric VAD // Journal of fluids engineering. 2012. Vol. 134. № 4. PP. 41-101.
13. *Su B. et al.* Validation of an Axial Flow Blood Pump: CFD Results Using Particle Image Velocimetry // Artificial Organs. 2012. Vol. 36. № 4. PP. 359-367.
14. *Fraser K.H. et al.* The use of CFD in the development of ventricular assist devices // Medical engineering & physics. 2011. Vol. 33. № 3. PP. 263-280.
15. *Морозов В.В.* Синтез искусственных желудочков сердца с заданными гемодинамическими характеристиками. Монография / В.В. Морозов [и др.]. Под общ. ред. проф. В.В. Морозова. – Владимир: Изд-во Владим. гос. ун-та, 2007. 180 с.
16. *Song X. et al.* Inlet and outlet devices for rotary blood pumps // Artificial Organs. 2004. Vol. 28. № 10. PP. 911-915.
17. *Zhang Y. et al.* Design optimization of an axial blood pump with CFD // ASAIO Journal. 2008. Vol. 54. № 2. PP. 150-155.
18. *Su B. et al.* Evaluation of the impeller shroud performance of an axial flow VAD using CFD // Artificial Organs. 2010. Vol. 34. № 9. PP. 745-759.
19. *Zhang L. et al.* Numerical Simulation Investigation on Flow Field of Axial Blood Pump // Advances in Computer Science and Engineering. – Springer Berlin Heidelberg, 2012. PP. 223-229.

*Александр Михайлович Гуськов,
д-р техн. наук, профессор,
Федор Дмитриевич Сорокин,
д-р техн. наук, доцент,
кафедра «Прикладная механика»,
МГТУ им. Н.Э. Баумана,
Евгений Петрович Банин,
аспирант,
МГТУ им. Н.Э. Баумана,
инженер-исследователь,
НИЦ «Курчатовский институт»,
г. Москва,
e-mail: gouskov_am@mail.ru*

И.Н. Селянко, Э.В. Медведева

Датчик стока в аппаратах для аутоотрансфузии крови

Аннотация

В статье описывается оригинальный многоканальный датчик стока в аппарате для аутоотрансфузии «ТРАНСФЭЛ». Датчик стока в аппарате «ТРАНСФЭЛ» основан на цифровой обработке нескольких каналов CRGB. Показаны положение датчика в аппарате «ТРАНСФЭЛ», принцип его работы и его устройство. Результаты экспериментов доказывают преимущество применения этого датчика по сравнению с его аналогами, так как он точнее определяет состав жидкости, идущей в линию отходов.

Введение

Процедура автоматической очистки собственной крови пациента, собранной во время операции, при помощи специально предназначенных аппаратов, в настоящее время широко применяется в медицине [1]-[3]. В связи с этим усовершенствование или добавление датчиков, оптимизирующих рабо-

ту таких аппаратов, является весьма актуальной задачей. Оптимизация работы обычно состоит в получении высокого качества возвращаемой крови за минимально возможное время ее обработки. Так, например, в работе [4] был описан датчик уровня крови, разработанный компанией ЗАО «НТЦ ЭЛИНС», применяемый в аппарате для аутоотрансфузии «ТРАНСФЭЛ».

Настоящая статья посвящается исследованию оригинального датчика стока, который применяется в том же аппарате «ТРАНСФЭЛ». Датчик стока предназначен для определения цвета жидкости в линии отходов во время процедуры отмывки крови. К настоящему времени датчики стока используются во многих аппаратах аутотрансфузии (см. табл. 1).

Основное назначение этих датчиков состоит в оптимизации скорости и объема подаваемых жидкостей в сепараторный колокол, что позволяет избежать вымывания эритроцитов и, в зависимости от качества раневой крови, использовать необходимый объем моющего раствора.

Положение датчика стока в аппарате «ТРАНСФЭЛ»

На рис. 1 показано расположение датчика стока в аппарате «ТРАНСФЭЛ». Линия отходов выходит из горловины сепараторного колокола (см. рис. 2), установленного в центрифугу, и далее проходит через паз датчика стока в мешок для отходов.

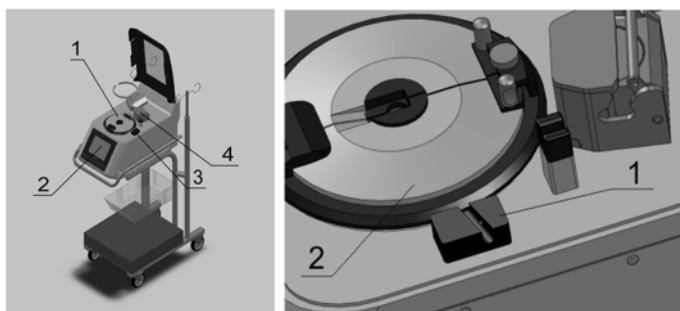


Рис. 1. Расположение датчика стока в аппарате «ТРАНСФЭЛ». Слева: 1 – центрифуга; 2 – панель оператора; 3 – датчик стока; 4 – насос; справа: 1 – датчик стока; 2 – центрифуга

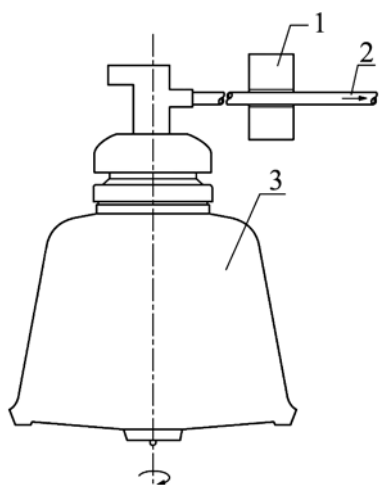


Рис. 2. Расположение датчика стока относительно сепараторного колокола: 1 – датчик стока; 2 – линия отходов, ведущая к мешку для отходов; 3 – сепараторный колокол (типа «Latham»)

Принцип работы датчика стока

Датчики стока неоднократно использовались в аппаратах для аутотрансфузии крови. Например, в аппарате «Cell Saver 5+» компании «Haemonetics» имеется такой датчик (line sensor) [5]. Датчик стока в «Cell Saver 5+» позволяет контролировать качество сливаемой из сепараторного колокола жидкости (см. рис. 2). Как только в процессе отмывки достигается требуемая прозрачность сливаемой жидкости после поступления мини-

мального объема моющего раствора, кровь считается отмытой и готовой к реинфузии. Помимо этого, датчик регулирует скорость насоса во время заполнения сепараторного колокола кровью и ее отмывки [1]–[3]. В пазу датчика стока содержатся две оптические линзы. Такой датчик стока представляет собой одноцветный фотосенсор с активной подсветкой (синим светодиодом) и работает на просвет линии отходов (см. рис. 2).

Вместо простого одноцветного датчика в аппарате «ТРАНСФЭЛ» датчик стока представляет собой четырехканальный (CRGB) цифровой интегральный датчик с подсветкой ярким светодиодом белого цвета (LED). Во время работы аппарата «ТРАНСФЭЛ» датчик стока непрерывно выдает код цвета по трем каналам RGB и код яркости по каналу «Clear»(C). Распознавание цвета жидкости, попадающей в линию отходов, позволяет определить три состояния промывки: вымываются эритроциты, вымывается плазма, и линия отходов чистая (промывка закончена).

Если датчик стока определяет, что вымывается кровь, то скорость подачи жидкостей начнет замедляться. Если по окончании отмывки датчик стока определяет, что в линии отходов имеется плазма, то процесс отмывки продолжится. Если по окончании отмывки датчик стока определяет, что линия отходов чистая, то процесс отмывки завершается и отмытая кровь готова к переливанию. Благодаря тому, что датчик предотвращает нежелательное вымывание эритроцитов и контролирует качество отмывки, достигаются повышение уровня гематокрита [6] и снижение гемолиза обработанной крови, готовой к переливанию.

Устройство датчика стока

Устройство датчика показано на рис. 3: трубка линии отходов просвечивается белым светом. Проникающий белый свет попадает на активную область датчика цвета и разделяется по своим цветовым и яркостным составляющим по каналам: C (чистый), R (красный), G (зеленый), B (синий). Корпус датчика изготовлен методом 3D-печати из ABS-пластика.

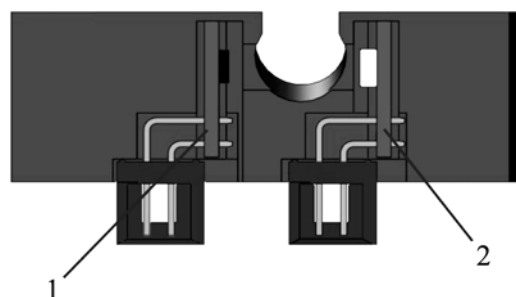


Рис. 3. Датчик стока в разрезе: 1 – датчик цвета; 2 – подсветка LED (белый)

В аппарате «ТРАНСФЭЛ» был применен недорогой готовый интегральный миниатюрный четырехканальный датчик цвета CRGB. Блок-схема датчика показана на рис. 4.

Датчик содержит массив фотодиодов 4 × 4 (Clear, Red, Green, Blue), интегральные усилители и АЦП (ADC), регистры (Data), таймеры буферные усилители, компаратор, формирователь шины и интерфейс I2C для связи с микроконтроллером. Массив фотодиодов 4 × 4 разделен специальными фильтрами по цветам: красный (R), синий (B), зеленый (G) и белый (чистый) (C). Выходы с массива светодиодов подключены к четырехканальному цифро-аналоговому преобразователю (АЦП). Четыре интегрирующие АЦП одновременно выполняют преобразование усиленных токов фотодиодов в цифровое значение, обеспечивая до 16 бит разрешения. По заверше-

Таблица 1

Датчик линии стока в аппаратах аутотрансфузии («+» – имеется, «-» – отсутствует)

Аппараты	ТРАНСФЭЛ (Россия)	АГАТ (Россия)	Brat 2	Electa (Sorin)	Cell Saver 5+
Датчик стока	+	-	+	+	+

нии цикла преобразования результат преобразования передается в регистры данных двойной буферизации для обеспечения целостности данных.

Спектральные характеристики датчика представлены на рис. 5.

Как видно из представленных на рис. 6 характеристик спектра, датчик довольно эффективно разделяет белый цвет на со-

ставляющие RGB, что позволяет оценить количественно цвет сточковой жидкости. Этот цвет в процессе очистки крови может меняться от прозрачного (моющий раствор) до желтого (плазма крови), бурого (плазма и отходы), красного и темно-красного (нежелательный выброс эритроцитов из вращающегося сепараторного колокола).

Алгоритм работы с датчиком цвета показан на рис. 6. Режим

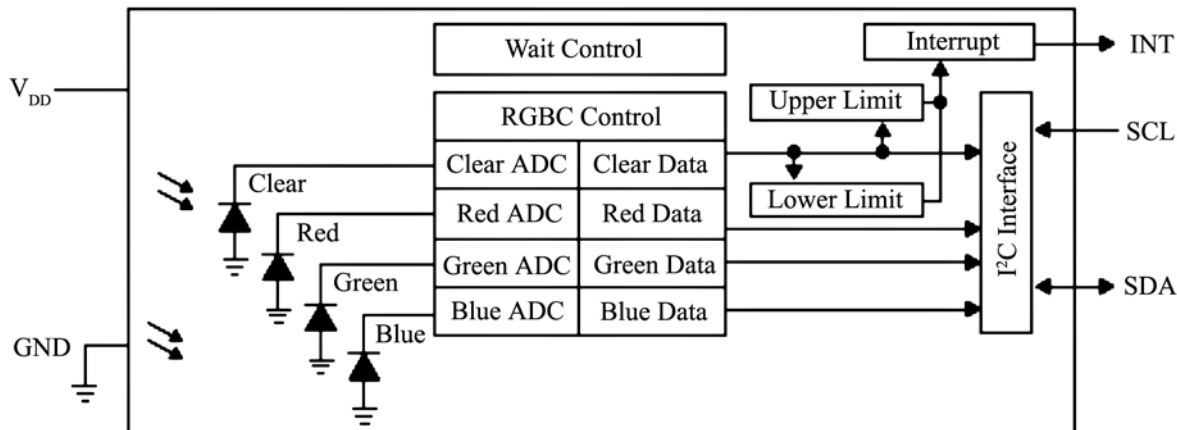


Рис. 4. Блок-схема интегрального цифрового датчика цвета

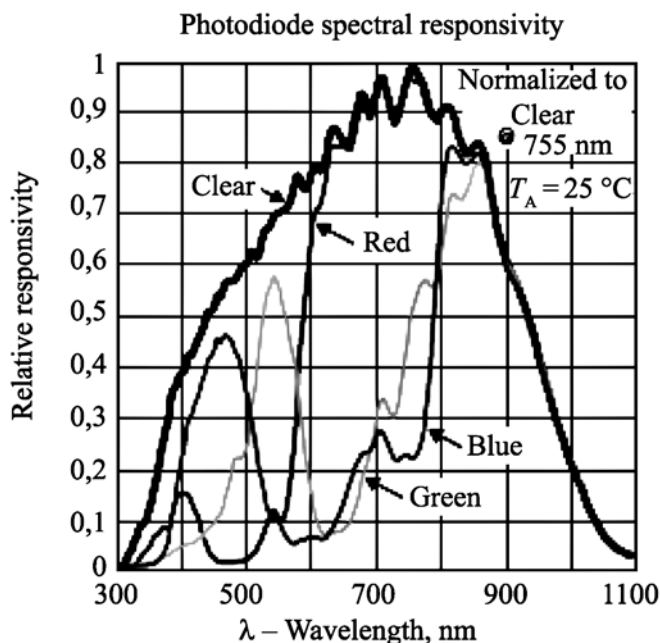


Рис. 5. Спектральные характеристики датчика цвета для каналов CRGB

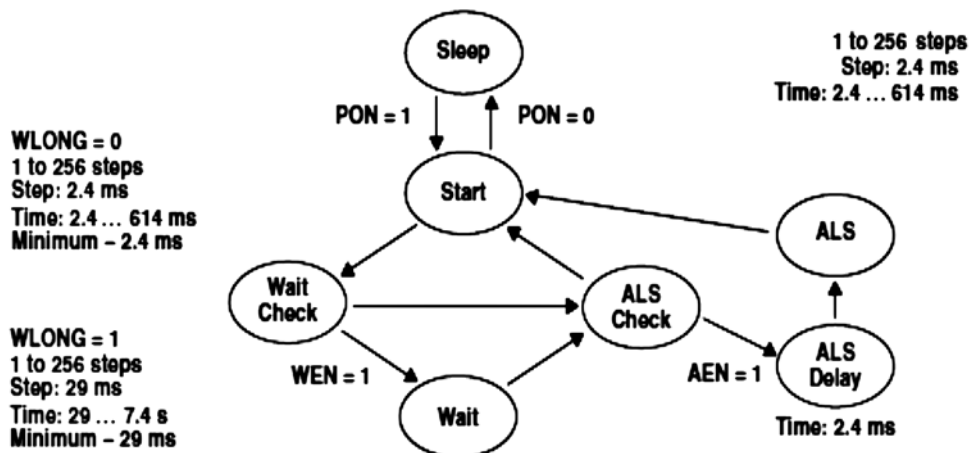


Рис. 6. Алгоритм работы датчика цвета

работы датчика – прерывистый, с периодическим его пробуждением для экономии потребляемого тока. Характеристики времени пробуждения датчика и готовности данных АЦП определяют его быстродействие. Из рисунка видно, что время готовности данных датчика по всем четырем каналам не превышает 10...12 мс, что вполне укладывается во время опроса микроконтроллером всех датчиков аппарата «ТРАНСФЭЛ» (~300 мс).

На основе полученных в цифровом виде данных блок управления аппарата принимает решение «на лету» о регулировке или остановке подачи промывающей жидкости в сепараторный колокол при проведении процедуры очистки. При слишком активной подаче жидкости возможен выброс эритроцитов из колокола в линию стока, что нежелательно при проведении процедуры. В этом случае отношение красного цвета к остальным будет более выраженным и блок управления снизит или остановит подачу промывочной жидкости в колокол.

Алгоритм подачи жидкостей, скорость которых регулируется датчиком стока, позволяет, помимо всего прочего, повысить концентрацию очищенного раствора эритроцитов. Происходит это следующим образом:

1. После срабатывания датчика уровня крови подача крови в колокол прекращается.
2. Затем следует пауза 3...6 с для «проседания» крови в колоколе.
3. Возобновляется подача крови с небольшой (100...200 мл/мин) скоростью до повторного срабатывания датчика уровня крови.
4. После повторного срабатывания датчика уровня крови возможны выбросы эритроцитов в линию отходов.
5. Для того чтобы предотвратить вымывание эритроцитов в отходы, используется датчик стока. Поочередный опрос датчиков уровня крови и стока с подачей/остановом поступающей в колокол крови позволяет повысить на 2...4 % общую концентрацию (уровень гематокрита) эритроцитов в физиологическом растворе.

Результаты испытаний датчика стока

В процессе испытаний аппарата с описываемым датчиком стока в линии отходов появлялись различные жидкости: кровь, плазма, моющий раствор и их сочетания при смешивании. При этом цвет линии отходов фиксировался фотографиями и соответствующими показаниями датчика стока, каналами CRGB (см. табл. 2). Эти экспериментальные данные позволили определить пороги значений CRGB датчика стока (см. табл. 3) для трех важных ситуаций:

- а) отмывка закончена удачно, и моющий раствор больше не требуется;
- б) в отходы вымывается кровь;
- в) высокий гемолиз обрабатываемой крови.

Для получения более низкого гемолиза и повышения уровня гематокрита конечного продукта аппарат «ТРАНСФЭЛ» был перепрограммирован на определение этих трех ситуаций. Если после использования минимального объема моющего раствора аппарат определяет, что отмывка закончена удачно, то программа переходит на следующий этап работы – перекачивание отмытых эритроцитов в мешок для последующей реинфузии пациенту. Если после использования минимального объема моющего раствора аппарат «ТРАНСФЭЛ» определит, что линия отходов недостаточно прозрачная («чистая»), то отмывка эритроцитов продолжится. В случае, если в отходы вымывается кровь, скорость насоса, перекачивающего жидкости, будет снижаться вплоть до его остановки. После небольшой паузы в 5 с, достаточной, чтобы эритроциты снова отсепарировались в колоколе, скорость насоса будет возрастать. В случае определения аппаратом высокого гемолиза крови скорость насоса будет немного снижаться, чтобы не допустить вымывания эритроцитов в отходы.

Заключение

Результаты предварительных клинических испытаний аппарата «ТРАНСФЭЛ» подтвердили эффективность оригиналь-

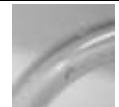


Таблица 2

Расшифровка показаний датчика стока: R – красная составляющая, G – зеленая составляющая; B – синяя составляющая; C – яркостная составляющая с соответствующими фотографиями

Описание	C	R	G	B	Фотография
Пустая трубка	6945	2650	2165	2352	
Необработанная кровь	66	42	20	23	
Пустая трубка с каплями крови	5702	3014	1655	1651	
Плазма с гемоглобином	7019	5108	1391	1448	
Кровь вымывается при отмывке	521	472	103	138	
Плазма с гемоглобином при отмывке	1423	1335	298	421	
Остатки плазмы при отмывке	1364	7412	5420	5620	
Кровь вымывается при отмывке	4958	3441	1040	1224	
Пузыри в трубке	7133	2260	3391	2462	

Таблица 3

Пороговые значения с соответствующими им фотографиями, полученные с помощью датчика стока, которые используются в алгоритме работы аппарата «ТРАНСФЭЛ» (обозначения знаков: «>» – больше, «<» – меньше)

	C	R	G	B	Фотография
Отмывка закончена удачно	> 6000	> 2000	> 2000	> 2000	
Вымывается кровь	< 700	< 600	< 600	< 600	
Высокий гемолиз	> 1000	> 1200	< 400	< 600	

ного датчика стока. Во всех пробах готового продукта в эритроцитарной массе в физиологическом растворе уровень гематокрита превышал 55 %, гемолиз был менее 2 %. Отмытая кровь во всех экспериментах соответствовала требованиям технического регламента [7] и оказалась пригодной для планируемых в дальнейшем переливаний.

Работа выполнена ЗАО «НТЦ ЭЛИНС».

Список литературы:

1. Горобец Е.С., Громова В.В., Буйденко Ю.В. и др. Интраоперационная аппаратная реинфузия эритроцитарной массы как метод кровесбережения // Росс. журн. анест. и интенс. тер. 1999. № 2. С. 71-81.
2. Дементьева И.И. Преимущества, опасности и перспективы использования аутологичной крови при операциях аортокоронарного шунтирования // Анест. реан. 1997. № 1. С. 87-89.
3. Ермолов А.С., Сахарова Е.А. Способ интраоперационной аппаратной реинфузии аутокрови / Патент РФ № 2232031.

4. Selyanko I.N., Medvedeva E.V., Epishin E.V. Blood Level Sensor Based on Digital Video Analyzer for Autotransfusion Devices // Biomedical Engineering. 2014. 48 (3). PP. 116-119.
5. Operator's Manual COBE® B RAT® 2 Baylor Rapid Autologous System. Software Version 1.22.- 1995/11.
6. Партугулов С.А., Водясов В.Д., Бурмистрова И.В., Розенблит Г.И. Первый отечественный аппарат для аутогемотрансфузии «АГАТ». Опыт применения в кардиохирургии / ФГУ РКНПК Росздрава, Москва, 2006 г.
7. Инструкция по применению компонентов крови / Утверждена Приказом МЗ РФ № 363 от 25.11.2002 г.

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

Т.Б. Усанова, А.Э. Постельга, А.А. Дорошенко, С.Б. Радевич, Д.А. Усанов

Контроль эффективности лечения косоглазия при тренировке глазодвигательных мышц

Аннотация

Исследовано влияние тренировки глазодвигательных мышц у пациентов с косоглазием в ходе тренировки и по ее итогам, и оценено изменение эффективности функционирования соответствующих глазодвигательных мышц с помощью методов видеоокулографии. Результаты исследований свидетельствуют о возможности корректировки лечения косоглазия путем тренировок с использованием предложенной методики контроля.

Введение

Распространенные методы лечения косоглазия основаны на инвазивном вмешательстве в работу глазодвигательных мышц [1]. Для уменьшения косоглазия и его лечения применяют также неинвазивные методы, основанные на использовании тренировки глазодвигательных мышц. Для регистрации движения глазного яблока, в том числе при косоглазии, можно использовать методы компьютерной видеоокулографии [2], [3]. В связи с этим представляет интерес исследовать результат влияния тренировки глазодвигательных мышц у пациентов с косоглазием в ходе тренировки и по ее итогам и оценить изменение эффективности функционирования соответствующих глазодвигательных мышц с помощью методов видеоокулографии.

Для лечения косоглазия проводят различные операции на мышцах глаза, ортоптическое лечение, диплоптику в послеоперационном периоде и практикуют последующие послеоперационные тренировки с использованием различных программных комплексов, при которых пациент совмещает цветные символы, циклически перемещающиеся и изменяющие цвета и размеры [4].

Используют также электростимуляцию глазодвигательных мышц при лечении косоглазия у детей, которая включает в себя определение электровозбудимости симметричных глазодвигательных мышц и воздействие сложно модулированным током [5].

К недостаткам этого способа лечения относится то, что он является контактным.

В [6] приведены результаты исследований с помощью компьютерной видеотехнологии колебательных движений глаз у пациентов с различной степенью косоглазия, описана модель колебательных движений глаз при наличии различной степени косоглазия, представленная в виде системы из двух жестко закрепленных (с одной стороны – к глазному яблоку, с другой – к массивному основанию) пружинок.

Однако определение параметров колебаний глазного яблока по этой модели, основанное на сопоставлении теоретического описания и эксперимента, характеризуется недостаточной высокой точностью.

В представленной работе полученные с помощью видеоокулографа фрагменты записи колебательных движений глаз пациентов с косоглазием при слежении за периодическим световым сигналом, движущимся во фронтальной плоскости, анализировались путем представления экспериментально определяемой функции, описывающей движение глаза, с помощью компьютерной программы в виде разложения в ряд Фурье.

Экспериментальная установка

Диагностику проводят с использованием видеоокулографа (рис. 1), в состав которого входят цифровая видеокамера 1, регистрирующая угловое смещение обоих глаз в орбите. Голову пациента 2 (условно изображен глаз) фиксируют в лбно-подбородочном держателе 3. С помощью специально разработанной программы, созданной в *Visual Delphi*, реализуется вывод на экран монитора перемещающегося слева направо и наоборот черного квадрата на белом фоне 4. Пациента просят в течение 20 с наблюдать за положением черного квадрата. Таким образом, глазные яблоки совершают колебательные движения с частотой, не превышающей 1 Гц. С помощью цифровой видеокамеры регистрируют смещение глаз в глазницах. Видеоизображение движущихся зрачков вводят в компьютер 5 через USB-порт видеокамеры, поддерживающей полноформатный ввод видеоматериалов со скоростью 30 кадр/с, и анализируют с применением специально разработанной компьютерной программы под названием *VideoOculograph*, функционирующей в среде Windows XP и осуществляющей анализ введенного изображения. Используя программу *VideoOculograph*, осуществляют фиксацию в реальном масштабе времени положения центра зрачка глаза [7].