

СИСТЕМА УПРАВЛЕНИЯ ПРОЦЕССОМ МНОГОКОМПОНЕНТНОЙ ОБЩЕЙ АНЕСТЕЗИИ НА ОСНОВЕ ИЗМЕРЕНИЯ ТЕКУЩИХ ФИЗИОЛОГИЧЕСКИХ ПАРАМЕТРОВ

Сокольский В.М., Кантемиров В.И.

*Астраханский Государственный Технический Университет (АГТУ)
(414025, г. Астрахань, ул. Татищева, 16) sokolskiy_vm@mail.ru*

Сформулированы задачи оптимального управления глубиной наркоза пациента в процессе оперативного вмешательства, исходя из текущих данных, получаемых с прикроватного монитора, монитора измерения слуховых вызывных потенциалов, монитора нервно-мышечной проводимости. Разработана и внедрена система оптимального управления процессом многокомпонентной анестезии, формирующая управляющее воздействие, исходя из данных мониторинга и заданных критериев оптимальности, посредством воздействия на пациента с помощью четырех инфузионных дозаторов. В процессе работы системой производится построение мультисистемной интегральной номограммы, анализируя которую врач однозначно может определить текущее состояние пациента. Клиническое использование разработанной системы позволяет с принципиально новых позиций подойти к проблеме реализации многокомпонентного наркоза с учетом индивидуальных особенностей пациента. Внедрение системы позволяет снизить количество относительных противопоказаний к оперативному вмешательству у пациентов среднего и пожилого возраста, предотвратить развитие критических осложнений во время анестезии, повысить тем самым ее безопасность, приводит к снижению количественных затрат препаратов, используемых при проведении анестезии, что в свою очередь уменьшает себестоимость анестезиологического пособия.

Ключевые слова: система оптимального управления, сбор данных, математическая модель.

PROCESS CONTROL SYSTEM OF A MULTICOMPONENT GENERAL ANESTHESIA BASED ON CURRENT MEASUREMENT OF PHYSIOLOGICAL PARAMETERS

Sokolskiy V. M., Kantemirov V. I.

*Astrakhan State Technical University (ASTU)
(414 025, Astrakhan, ul. Tatishchev, 16) sokolskiy_vm@mail.ru*

We formulate the problem of optimal control depth of anesthesia the patient during surgery, based on current data from bedside monitors, monitor, measure hearing ringing potentials as a monitor of neuromuscular conduction. Designed and implemented a system of optimal control of multicomponent anesthesia process, forming a control action based on monitoring data and the specified criteria of optimality, by acting on the patient using four infusion dosing. In operation, the system is building integrated multisystem nomogram analyzing which doctor can uniquely determine the current status of the patient. Clinical use of the developed system allows you to brand new products to tackle the problem of multicomponent anesthesia implementation, taking into account the individual patient. Implementation of the system reduces the number of relative contraindications to surgery in patients of middle-aged and elderly, to prevent the development of critical events during anesthesia, thus increasing its safety, reduces the quantitative cost of medicines for anesthesia, which in turn reduces the cost of anesthesia.

Keywords: optimal control system, data collection, mathematical model.

Стремительное развитие современных систем автоматизации затрагивает практически все сферы деятельности человека. Автоматизируются самые разные технологические и иные процессы. За последние годы изменился не только уровень технической оснащенности, но изменилась и психология врача. Из категории человека,

далекого от техники, современный врач перешел в категорию людей, активно применяющих последние достижения науки и техники. Система автоматизированного контроля и управления [4] физиологическими параметрами пациента во время хирургического вмешательства включает анализ текущей физиологической информации, расчет оптимального воздействия на пациента посредством четырех инфузионных дозаторов, что в конечном итоге повышает безопасность анестезиологического воздействия и реализует методику многокомпонентной внутривенной анестезии.

Оценка результата может быть получена на основании аппаратной регистрации, мониторингового наблюдения и анализа совокупности признаков, определяющих искомый уровень анестезии и параметры гемодинамики. Необходимо определение величины и границы колебаний основных значимых признаков, которые будут служить базисом для работы системы. Исходные данные для моделирования получаем со следующих приборов: прикроватного монитора, монитора измерения слуховых вызывных потенциалов, монитора нервно-мышечной проводимости, используются также результаты лабораторных исследований и антропометрические данные пациента.

Для анализа информации о текущем состоянии пациента система, получив все необходимые данные и выполнив необходимые расчеты, производит на системном мониторе полной анестезиологической информации построение графика «мультисистемной интегральной номограммы» рис. 1 [3]. Тем самым избавив врача от утомительного слежения за целым рядом динамически меняющихся параметров.

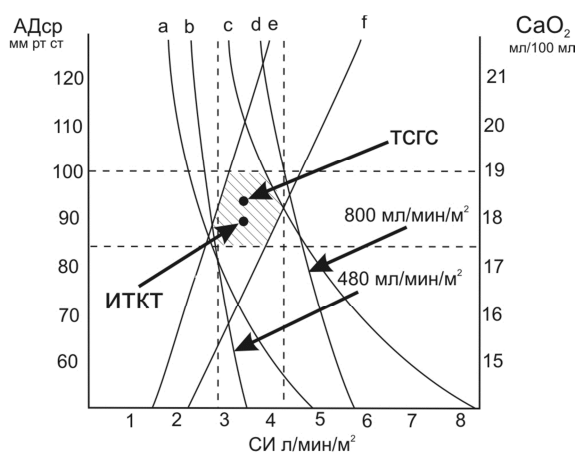


Рисунок 1. Мультисистемная интегральная номограмма (МИН) в заштрихованной зоне отмечены точка системного гемодинамического статуса (ТСГС) и интегральная точка кислородного транспорта (ИТКТ). Используя результаты измерений гемодинамических параметров, разработанной нами математической модели процесса анестезии производим расчет следующих величин: сердечного индекса (СИ), сердечного выброса (CO), фракции выброса (EF), ударного индекса (SI), индекса доставки кислорода (DO₂I), ударного объёма (SV), индекса работы

левого желудочка (ILV), минутного объема кровообращения (MV), индекса периферического сосудистого сопротивления (IPVR), находим координаты точки системного гемодинамического статуса (ТСГС) и интегральной точки кислородного транспорта (ИТКТ), скорость и объем вводимых препаратов.

Для построения МИН и расчета оптимального управляющего воздействия нам необходимо произвести следующие вычисления:

Находим индекс работы левого желудочка:

$$ILV = 0.0144 \times (AMP - PAOP) \times CI \quad (1)$$

где: $PAOP$ – давление заклинивания легочной артерии; AMP – артериальное давление среднее CI – сердечный индекс.

Индекс периферического сосудистого сопротивления определяем по формуле:

$$IPVR = \frac{80 \times (AMP - CVP)}{CI} \quad (2)$$

Где: – CVP центральное венозное давление.

Индекс доставки кислорода определяется формулой:

$$DO_2I = CaO_2 \times CI \quad (3)$$

Где: CaO_2 содержание кислорода в артериальной крови

$$CaO_2 = (1.39 \times Hb \times SaO_2) + (PaO_2 \times 0.0031) \quad (4)$$

Где: 1.39 – индекс Гюфнера – количество мл кислорода, связываемое 1 граммом гемоглобина, Hb – содержание гемоглобина в крови, SaO_2 – сатурация артериальной крови, PaO_2 – парциальное давление кислорода в плазме крови, 0.0031 – коэффициент растворимости кислорода в плазме крови.

Как будет показано ниже, система на начальном этапе производит расчет необходимой нагрузочной дозы и скорости инфузии препаратов, исходя из желаемой концентрации в крови с учетом антропометрических данных пациента. Далее регулирование будет происходить исключительно по данным мониторинга и целевым критериям оптимальности. Нагрузочная доза (D_n) вычисляется, исходя из желаемой концентрации (K_j) препарата в крови и объема первичного распределения (V_c) [1].

$$D_n = K_j \times V_c \quad (5)$$

Поддерживающая инфузионная скорость $V_p(t)$ включает дозу препарата, компенсирующую клиренс его и временные межкомпарментные потери, управляемые постоянными времени, т.е. коэффициентами K_{12} , K_{21} , K_{13} и K_{31} .

$$V_p(t) = K_j \times V_c \times (K_{10} + K_{12}e^{-K_{21}t} + K_{13}e^{-K_{31}t}) \quad (6)$$

Где: V_c – объем первичного распределения (центральный компармент). K_{10} – постоянная времени скорости элиминации из центрального компармента. K_{12} , K_{21} , K_{13} и K_{31} – постоянная времени скорости межкомпарментного распределения.

Используя методику неинвазивного способа определения вязкости крови и гематокрита [5], в процессе которой у пациента регистрируют пульсовую волну магистральной артерии на двух уровнях конечности, определяют амплитуду пульсовой волны A , длительность ее заднего фронта ΔT , время распространения пульсовой волны от одного регистратора до другого T_v , расстояние между регистраторами L , измеряют систолическое SYS и диастолическое DIA артериальное давление. Производят расчет вязкости крови гематокрита.

Для расчета гематокрита используют формулу:

$$Ht = \frac{1.872}{(\Delta T \times \frac{66.03}{A^{-0.41}} \times SYS \times DIA \times \frac{T_v}{L})^{-0.2}} \quad (7)$$

Вязкость крови рассчитывают по формуле:

$$V = 1.0285 \frac{1.872}{(\Delta T \times \frac{66.03}{A^{-0.41}} \times SYS \times DIA \times \frac{T_v}{L})^{-0.2}} + 1 \quad (8)$$

Где: Ht – гематокрит (%), V – вязкость крови (отн. ед.), ΔT – длительность заднего фронта пульсовой волны (мсек), A – амплитуда пульсовой волны (В), SYS – систолическое артериальное давление (мм рт. ст.), DIA – диастолическое артериальное давление (мм рт. ст.), T_v – время распространения пульсовой волны между регистраторами (мсек), L – расстояние между регистраторами пульсовой волны (см).

Сердечный индекс является основным параметром, характеризующим работу центральной гемодинамики, его контроль в реальном времени необходимо рассматривать как ключевую задачу в рамках решения вопроса об оценке текущего состояния пациента, к тому же он необходим при построении и мультисистемной интегральной номограммы. В настоящее время существуют следующие методы неинвазивного определения CO .

1. Ультразвуковая доплерография за счет измерения линейной скорости кровотока в аорте.
2. Измерение CO и CI с помощью анализа содержания CO_2 в конце выдоха.

3. Метод импедансной реокардиографии – измерение биоимпеданса грудной клетки с помощью специальных электродов в точке сердечного цикла, соответствующей деполяризации желудочков.
4. Анализ контура пульсовой волны.
5. Объемная компрессионная осцилометрия. На основании анализа кривой давления в манжете при ее компрессии.
6. Электрокардиографический метод определения CI.

Каждая из рассмотренных выше методик имеет свои достоинства и недостатки. Ввиду важности контроля за текущим значением CI следует реализовать в системе все возможные методы, в первую очередь, метод объемной компрессионной осцилометрии, электрокардиографический метод и метод импедансной реокардиографии. Использовать в каждом конкретном случае следует ту методику, применение которой позволит получить наилучший результат.

Рассмотрим электрокардиографический метод определения CI, основанный на анализе параметров электрокардиосигнала (ЭКС).

Сердечный индекс – это показатель сердечного выброса в расчете на единицу поверхности тела человека.

$$CI = \frac{CO}{BSA} \quad (9)$$

где: COC – сердечный выброс; BSA – площадь поверхности тела.

Радиусы полости левого желудочка в диастолу и систолу легко преобразуются в его конечный диастолический объем (EDV) и конечный систолический объем (ESV) [2]:

$$EDV = \frac{4}{3}\pi[(44,5 - 100t_{RS})t_{QRS} - 11t_{RS}]^3 \quad (10)$$

$$ESV = \frac{4}{3}\pi \left[(44,5 - 100t_{RS})t_{QRS} \times \sqrt{\frac{1}{3\sqrt{\frac{t_{ST-T}}{t_{QRS}}}}} - 11t_{RS} \times \sqrt[3]{\frac{t_{ST-T}}{t_{QRS}}} \right]^3 \quad (11)$$

и могут быть использованы для вычисления SV, CO, EF.

$$SV = EDV - ESV \quad (12)$$

$$EF = \left(1 - \frac{t_{QRS}}{t_{ST-T} - 0,5t_{QR}}\right) \quad (13)$$

$$CO = \frac{SV \times 60}{t_{R-R}} \quad (14)$$

Где: t_{RS} – время от вершины зубца R до конца зубца S; t_{QRS} – время комплекса QRS, с; t_{ST-T} – время от конца зубца S до конца зубца, T_{R-R} – длительность интервала R - R, с;

Рассмотрим функциональную схему системы (рис. 2) [4]. Шприцевой дозатор-1 используется для ввода обезболивающего, шприцевой дозатор-2 для ввода релаксанта,

шприцевой дозатор-3 для ввода нейролептика, шприцевой дозатор-4 для ввода гипнотика. Система работает следующим образом: после подачи питания и загрузки программного обеспечения она входит в режим тестирования. Проверяются подключенные к устройству блоки и их работоспособность, при необходимости происходит их калибровка. Данные с периферийных устройств через модуль сбора и обработки информации поступают в компьютер, где становятся доступными для обработки. Данные проверяются программой, и если диапазоны считанной информации соответствуют норме, система выходит из режима тестирования. После калибровки соответствующего блока программа переходит в основной режим, в противном случае выводится сообщение об ошибке и краткая информация о путях решения возникшей проблемы. Врач-анестезиолог, следуя указаниям ПО, загружает данные о пациенте, при необходимости вводит недостающую информацию и выбирает препараты, для проведения анестезии.

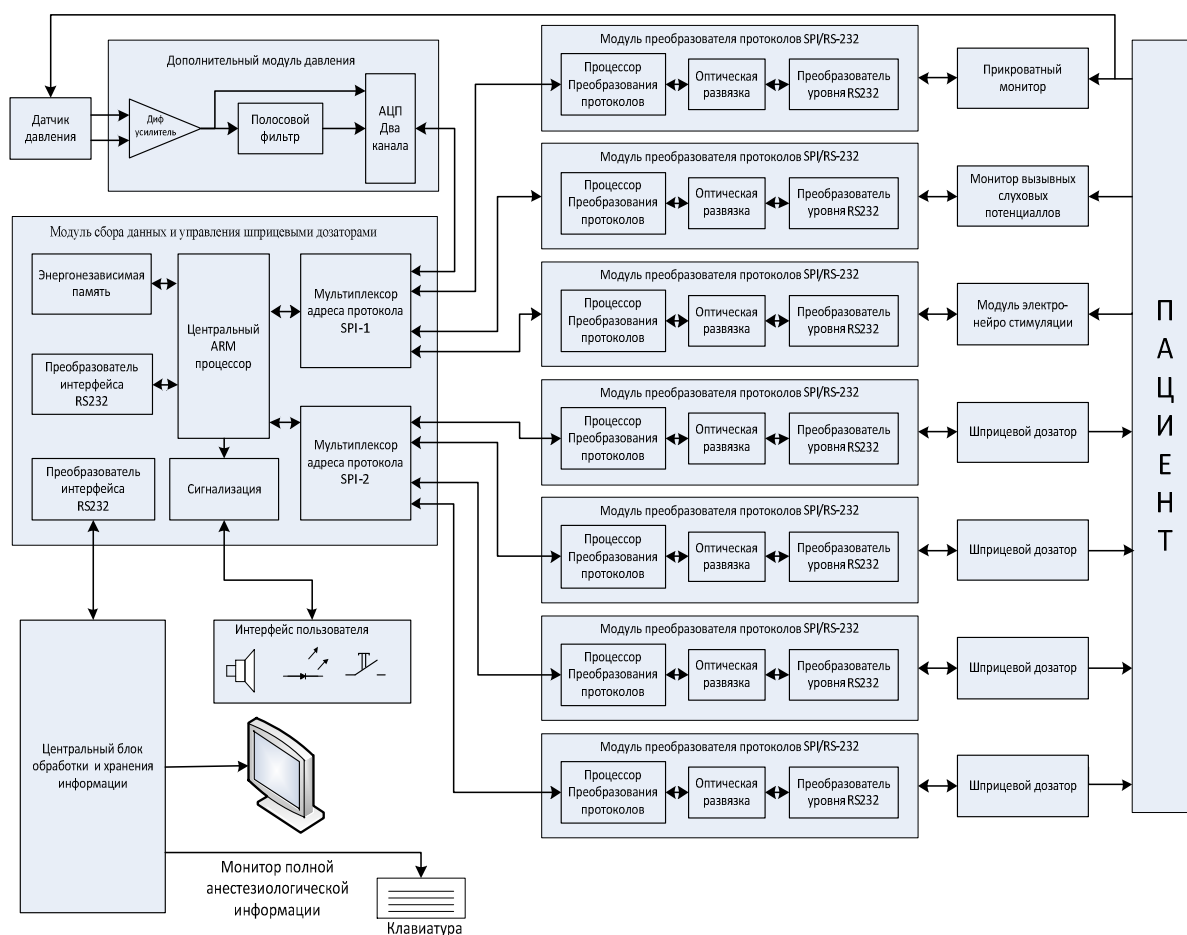


Рисунок 2. Функциональная схема системы управления

ПО позволяет вводить в базу данных системы новые препараты. Исходя из выбранных препаратов и текущих показателей гемодинамики, производится расчет и построение мультисистемной интегральной номограммы (Рис.1), анализируя которую врач

однозначно может определить текущее состояние пациента (его гемодинамический статус и состояние транспорта кислорода) [2]. Система, исходя из текущих данных, формирует управляющее воздействие, направленное на поддержание ТСГС и ИТКТ, в заштрихованной зоне (Рис. 1). Система обеспечивает в период проведения анестезии регистрацию и запись всех физиологических параметров пациента, данных о скорости и объеме вводимого препарата. Эти данные могут быть переданы на сервер баз данных и станут доступны врачу на его рабочем месте для изучения и формирования анестезиологической карты.

Автоматизация процесса общей анестезии снижает профессиональную нагрузку на анестезиолога, сохраняет его психоэмоциональный потенциал для решения сложных клинических задач во время оперативного вмешательства. Комплексная компьютерная оценка показателей системной гемодинамики, оксигенации создает предпосылки к проведению общей анестезии на принципах индивидуального подхода. Система способна снизить количество относительных противопоказаний к оперативному вмешательству у пациентов среднего и пожилого возраста, также предотвратить развитие критических осложнений во время анестезии, повысив тем самым ее безопасность. Внедрение системы приводит к снижению количественных затрат препаратов, используемых при проведении анестезии, что в свою очередь уменьшает себестоимость анестезиологического пособия. Отмечается уменьшение времени на выход пациента из анестезии. Послеоперационная реабилитация проходит быстрее. Имеется возможность детального разбора течения анестезии после ее завершения в любое удобное для врача время. Врачом могут быть проведены анализ фармакокинетики используемых препаратов, сопоставление данные о текущей медикаментозной нагрузке с текущими гемодинамическими и анестезиологическими параметрами, что крайне важно в исследовательских и научных работах.

Список литературы

1. Бунятян А.А. Тотальная внутривенная анестезия пропофолом (диприваном) по целевой концентрации / Бунятян А.А., Флеров Е.В., Стамов В.И., Толмачев К.М. // Вестн. интенс. терап. – 1999. – № 1. – С.3-11.
2. Сафонов Ю.Д. Новые данные о генезе зубцов электрокардиограммы / Сафонов Ю.Д., Киселев Б.И. // Развитие новых неинвазивных методов исследования в кардиологии Сб. науч. тр. – Воронежск. гос. мед.ин-та. – Воронеж. – 1983. – С. 3-19.

3. Сокологорский С.В. Способ графического представления интегральных параметров гемодинамики и транспорта кислорода // Вестник интенсивной терапии. – 2001. – № 1. – С. 3-12.
4. Сокольский В.М Система поддержания оптимального уровня гемодинамических параметров пациента при хирургическом вмешательстве // Патент № 143701. – 12.01.2011г.
5. Царев О.А. Обоснование неинвазивного способа мониторинга вязкости крови игематокрита / Царев О.А., Прокин Ф.Г., Мащенко Ю.В. //Саратовский научно-медицинский журнал. – 2010. Т. 6. –№ 1. – С. 194–19.

Рецензенты:

Есауленко В.Н., д.т.н., профессор, зав. кафедрой «Автоматизации технологических процессов» Астраханского государственного технического университета, г. Астрахань.

Лихтер А.М., д.т.н., доцент, зав. кафедрой «Общей физики» Астраханского государственного университета, г. Астрахань.