

С.Г. НАЛБАНДЯН, Г.Р. ХАЧАТРЯН

МНОГОФУНКЦИОНАЛЬНЫЙ МЕДИКО-БИОЛОГИЧЕСКИЙ КОМПЛЕКС КАК УНИВЕРСАЛЬНАЯ СИСТЕМА ИССЛЕДОВАНИЯ БИООБЪЕКТА

Представлен многофункциональный медико-биологический комплекс, осуществляющий неинвазивный динамический мониторинг ряда физиологических показателей биобъекта. Рассмотрены схемотехнические подходы по реализации методов регистрации кардиограммы, давления, концентрации гемоглобина, оксигемоглобина в крови, объема скорости местного мозгового кровотока.

Ключевые слова: многофункциональный, медико-биологический, неинвазивный мониторинг, биобъект.

Объективность методов электрофизиологических исследований, их высокая информативность и хорошая воспроизводимость получаемых результатов в сочетании с минимально возможным воздействием на биобъект определили их широкое внедрение как в клинике, так и в экспериментальной физиологии. В настоящее время ни одна область экспериментальной, клинической или профилактической медицины не может успешно развиваться без широкого применения электронной медицинской аппаратуры.

Развитие электрофизиологических методов диагностики требует совершенствования традиционных и создания новых методик исследования, разработки современных электронных приборов для их реализации. Проблема создания современного прибора для электрофизиологических исследований имеет несколько аспектов, влияющих на технические характеристики и основные конструктивные решения. Эти аспекты связаны с биологическим обоснованием метода, приемами его технической реализации, методами математической обработки биоэлектрического сигнала, конструктивным оформлением прибора как информационно - измерительной биотехнической системы [1].

Разрабатываемый нами медико-биологический комплекс ввиду своей многофункциональности решает ряд исследовательских и технических задач, связанных с регистрацией широкого спектра физиологических показателей жизнедеятельности биобъекта, их обработкой и передачей данной информации персональному компьютеру (ПК) для дальнейшей обработки и визуального отображения результатов измерений в виде разных диаграмм и графиков.

Возможность неинвазивной регистрации ряда основных гемодинамических и биохимических показателей биобъекта позволит комплексно оценить системные реакции с учетом индивидуальных и типологических особенностей реагирования организма на возмущающие факторы, что приведет к значительному снижению количества экспериментальных животных, необходимых для направленного изучения тех или иных воздействий на исследуемые системы, и максимальной объективизации системного анализа

полученных данных. Усреднение полученных данных по различным животным без учета типа реагирования также является причиной неправильной интерпретации эффектов возмущающих факторов, так как известно [2], что типологические особенности существенно влияют на модулирование биологических ответов вплоть до их инверсии.

Анализ имеющихся работ в данной области показал, что применяемые в настоящее время методы получения физиологической информации далеки от совершенства в связи с-вынужденным хирургическим вмешательством, с целью получения информации о функционировании живой системы.

Учитывая отмеченное, а также возрастающий интерес исследователей к задачам выявления первичных механизмов взаимосвязи живого и внешних факторов как природного, так и техногенного воздействия, целью данной работы является разработка многофункционального исследовательского комплекса, позволяющего проводить неинвазивный динамический мониторинг следующих показателей биообъекта:

1. Кардиограмма.
2. Частота и глубина дыхания.
3. Ректальная температура.
4. Венозное и артериальное давление.
5. Объемная скорость местного мозгового кровотока (А. с. №1134412).
6. Динамика поведения пияльных сосудов головного мозга (А. с. №1367694).
7. Концентрация гемоглобина, оксигемоглобина в крови.
8. Динамика изменения сократительной функции сердца эмбрионов птиц и рептилий в процессе онтогенеза (А. с. №1597173).

В работе представляются методы регистрации ряда медико-биологических показателей, пути их реализации, а также схемотехнические решения исследовательских задач по регистрации электрокардиограммы, давления, оксигенации крови, объемной скорости местного мозгового кровотока.

Как известно [1], электрофизиологические исследования представляются тремя последовательными этапами: съемом, регистрацией и обработкой сигналов биоэлектрической активности. Особое место среди электрофизиологических методов исследования занимают измерение и обработка электрокардиосигнала.

Эффективности электрокардиографических методов исследования способствуют развитая и устоявшаяся система отведений и широкое использование количественных показателей ЭКГ. Возможность проведения длительных и многократных измерений биопотенциалов, возникающих на поверхности тела, а также неинвазивность и большая информативность метода явились одной из причин, способствовавших развитию и широкому распространению биоэлектрических методов исследования.

Сложность и многообразие форм биоэлектрических сигналов, задач исследования и методов регистрации, неоднозначность и нелинейность зависимости параметров сигналов от внешних условий затрудняют использование электрофизиологических методов диагностики. Поэтому при изучении биоэлектрических процессов в организме необходимо тщательно контролировать как способ отведения биопотенциалов, подбирая адекватную решаемой задаче систему отведений и тип электрода, так и способ обработки сигналов с целью наиболее полного извлечения из них физиологической информации.

Анализ современных методов оптической неинвазивной диагностики показывает, что в настоящее время в медико-биологических исследованиях все большее распространение находят неинвазивные методы регистрации гемодинамических и биохимических характеристик кровообращения биообъекта, базирующиеся на современных достижениях электроники, лазерной техники и компьютерных технологий. Эти методы предполагают использование низкоинтенсивного (до 10 мВт) оптического излучения для прижизненного зондирования тканей и органов биообъекта с целью получения по отраженному от них или прошедшему насквозь свету диагностической информации об обследуемом участке тела биообъекта [4]. Поскольку разные спектральные компоненты оптического излучения поглощаются и рассеиваются разными биологическими тканями и веществами по-разному, то освещение участков тела и отдельных органов излучением заданной мощности и спектрального состава и последующий анализ интенсивности вышедших из тканей спектральных компонент обратно рассеянного тканью излучения и/или прошедшего средо излучения позволяют получать богатую информацию о внутренней структуре обследуемого органа.

Из широкого спектра существующих в настоящее время излучателей видимого и инфракрасного света остановимся на одномодовых лазерных модулях видимого (красного) диапазона с мощностью непрерывного излучения 3 и 14 мВт в спектральном диапазоне 650 и 850 нм соответственно, изготовленных на основе высоконадежных лазерных диодов и кванторазмерных гетероструктур, наиболее полно удовлетворяющих требованиям по техническим характеристикам и безвредному воздействию на биообъект. Данные лазерные модули обладают коллимированным пучком излучения малой расходимости и имеют возможность регулировки фокусного расстояния [5]. Габаритные размеры модуля представлены на рис. 3.



Рис. 3. Габаритные размеры модуля фирмы ФТИ – Оптроник

Детальный анализ схмотехнических решений и технических характеристик приемных устройств, используемых в оптических неинвазивных диагностических исследованиях по измерению концентрации гемоглобина, оксигемоглобина в крови, показал, что наиболее удобными вариантами схмотехнических исполнений, с точки зрения их применения в разрабатываемом нами медико-биологическом комплексе, являются пульсоксиметрические приемные устройства фирмы Texas Instruments как с однополярным (рис. 4 а), так и двуполярным питанием (рис. 4 б).

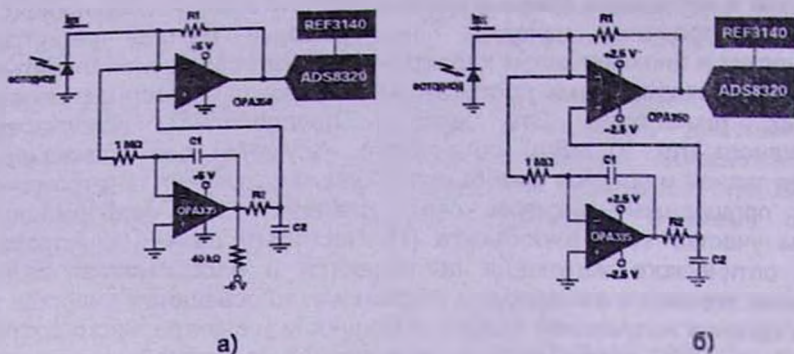


Рис. 4. Пульсоксиметрические приемные устройства с однополярным (а) и двуполярным (б) питанием

Последние тенденции в разработке пульсоксиметрических приборов связаны с развитием методов многоспектральной диагностики и применением специальных вычислительных алгоритмов, позволяющих по регистрируемым оптическим сигналам дополнительно вычислять содержание в крови различных фракций гемоглобина: оксигемоглобина, метгемоглобина, карбоксигемоглобина, миоглобина и т.п. [6]. Благодаря таким свойствам, как неинвазивность, точность и быстродействие, пульсоксиметрия в настоящее время получила широкое распространение и имеет перспективы развития как метода спектрофотометрической диагностики.

В разрабатываемом нами медико-биологическом комплексе также предусмотрен блок измерения давления, осуществляющий измерение по мостовой схеме Уитстона. На рис. 5 показаны этапы преобразования давления в электрический сигнал.

Давление вызывает смещение механического элемента, такого как диафрагма, трубка Бурдона (упругая трубка, согнутая полукольцом), металлическая «гармошка» и т.п., что приводит к изменению сопротивления резисторов тензомоста. Мостовая схема возбуждается при помощи постоянного напряжения или тока, в результате чего на выходе схемы возникает электрический сигнал [7].

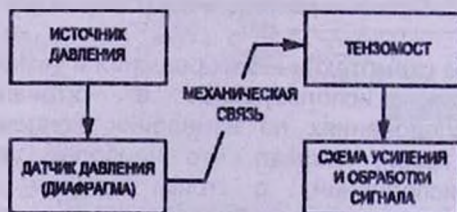


Рис. 5. Преобразование давления в электрический сигнал

Поскольку сигнал, возникающий на выходе тензомоста, обычно имеет малую амплитуду и содержит шум, а также погрешности смещения и усиления, то, прежде чем подвергать этот сигнал оцифровке, его необходимо усилить, откорректировать смещение в соответствии с диапазоном входного сигнала аналого-цифрового преобразователя (АЦП) и отфильтровать с целью уменьшения уровня шума. Применение для этой цели операционных усилителей и дискретных элементов, а также специализированных инструментальных усилителей, входящих в состав системы измерения давления (рис. 6), способствует снижению затрат, увеличению надежности и уменьшению размеров системы, а также расширению функциональных возможностей последнего.

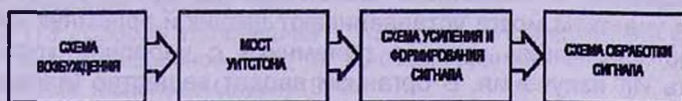


Рис. 6. Структурная схема системы для измерения давления

Исходя из таких технических характеристик, как возможность программирования коэффициента усиления, обнаружение неисправности датчика и наличие усилителя с автоподстройкой нуля, нами было принято решение в качестве измерительной системы давления на базе тензомоста применить усилитель AD8555, разработанный фирмой Analog Devices и представляющий собой новый инструментальный усилитель с нулевым дрейфом и цифровым программированием параметров. Данный инструментальный усилитель построен на трех операционных усилителях (ОУ) с автоподстройкой нуля (A1, A2, A3) (рис. 7) [8].

Для того, чтобы не нагружать мостовой датчик, дифференциальный вход усилителя обладает высоким импедансом и малой величиной тока смещения на обоих входах ($V_{ПОЛ}$ и $V_{ОТР}$). Схема обнаружения неисправности ИС AD8555 способна обнаруживать обрыв датчика, короткое замыкание на входе или «плавающий» вход.

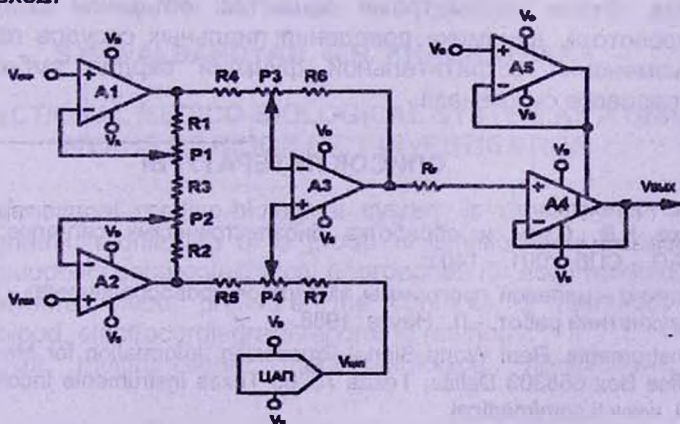


Рис. 7. Функциональная схема инструментального усилителя AD8555

При любом из этих состояний выходной сигнал усилителя переходит на низкий уровень, приближаясь к «земле» или V_s . Замыкание или обрыв такового обнаруживаются на входе V_c [9].

Поскольку от параметров кровообращения зависит жизнедеятельность всех систем организма, то измерение объемной скорости местного мозгового кровотока является важной с медицинской точки зрения задачей, решением которой нами осуществляется неинвазивным методом [10]. Описывается методика проведения данного измерения.

Объемная скорость местного мозгового кровотока определяется путем измерения интенсивности инфракрасного (ИК) излучения после введения в организм вещества с известным действием на кровоток. Для этого над исследуемым участком мозга устанавливают датчик и приемник ИК излучения после термостабилизации корпуса приемника с черепной костью измеряют интенсивность ИК излучения. В организм вводят вещество (ингаляция 5... 7 % CO_2 в смеси с воздухом), после чего регистрируют изменение интенсивности инфракрасного излучения. Интенсивность ИК излучения измеряют до и после введения в организм препарата. По изменению интенсивности излучения рассчитывают объемную скорость местного мозгового кровотока по формуле

$$V = K \left(\frac{100\%}{V_n} \right) \Delta P,$$

где V_n - изменение объемной скорости местного мозгового кровотока в % после введения препарата; P - изменение интенсивности ИК излучения; K - коэффициент пропорциональности, равный 2.5.

Модульная организация системы позволит при помощи взаимозаменяемых блоков настроить систему для решения различных задач при каждом эксперименте, а применение соответствующих программных пакетов осуществить динамический мониторинг биологических показателей.

В данном медико-биологическом комплексе применены получившие авторские свидетельства методики и технические средства [10-12], позволяющие проводить измерения ряда параметров без травмирования объекта исследования. Этими параметрами являются: объемная скорость местного мозгового кровотока, динамика поведения пилальных сосудов головного мозга, динамика изменения сократительной функции сердца эмбрионов птиц и рептилий в процессе онтогенеза.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Зайченко К.В. Съём и обработка биоэлектрических сигналов: Учеб. пособие /СПбГУАП. - СПб, 2001. - 140 с.
2. В сб. научно - целевой программы «Мозговое кровообращение» (1986 - 1991 гг.) Итоги двухлетней работ. - Л.: Наука, 1988.
3. Texas Instruments. Real World Signal Processing. Information for Medical Applications Post Office Box 655303 Dallas, Texas 75265 Texas Instruments Incorporated. - 2005. P. 17-19, www.ti.com/medical.

4. Рогаткин Д.А., Лапаева Л.Г. Перспективы развития неинвазивной спектрофотометрической диагностики в медицине//Мед. техника. - 2003. - №4. - С. 31.
5. www.fti-optronic.com
6. Advances in Laser and Light Spectroscopy // Proc. SPIE / Ed. R. R. Alfano. – 1994. – Vol. 2389.
7. www.autex.ru/lib/seminar/sensor_1999.zip.
8. www.analog.spb.ru/Public/pub_opamp.htm «Усилители с автокоррекцией нуля (choppers)»
9. www.analog.com/Analog_Root/static/pdf/amplifiers/Linear/training/Sensor_sect2.pdf.
10. А. с. №1334412. Способ определения объемной скорости местного мозгового кровотока / Э.С. Габриелян, С.Г. Манукян, С.Г. Налбандян и др. – Оpubл. 1987.
11. А. с. №1367694. Способ исследования мозгового кровообращения / Э.С. Габриелян, С.Г. Налбандян и др. – Оpubл. 1987.
12. А. с. 1597173. Способ Налбандяна - Казаряна «Исследование сократительной функции сердца эмбрионов птиц и рептилий ранних сроков развития / С.Г. Налбандян, А.В. Казарян. - Оpubл. 1990.

ГИУА. Материал поступил в редакцию 15.06.2007.

Ս.Գ. ՆԱԼԲԱՆԴՅԱՆ, Գ.Ռ. ԽԱՉԱՏՐՅԱՆ

ԲԱԶՄԱԳՈՐԾՈՒԹԱՅԻՆ ԲԺՇԿԱԿԵՆՍԱՐԱՆԱԿԱՆ ՀԱՄԱԽՐԸ ՈՐՈՇԵՍ ԲԻՈՐՔԵԿՏԻ ՀԵՏԱԶՈՏՄԱՆ ՀԱՄԱՊԻՏԱՆԻ ՀԱՄԱԿԱՐԳ

Ներկայացված է բազմագործության թշկակենսաբանական համալիր, որն իրականացնում է բիոօբյեկտի մի շարք ֆիզիոլոգիական պարամետրերի ոչ ինվազիվ դինամիկ մոնիտորինգ, ինչպես նաև բերված են գլխուղեղում արյան հոսքի ծավալային արագության, ճնշման, արյան մեջ հեմոգլոբինի, օքսիհեմոգլոբինի պարունակության, էլեկտրասրտագրի գրանցման մեթոդների իրականացման սխեմատիկական մոտեցումները:

Առանցքային բառեր. բազմագործության, թշկակենսաբանական, ոչ ինվազիվ, մոնիտորինգ, բիոօբյեկտ:

S.G. NALBANDYAN, G.R. KHACHATRYAN

MULTIFUNCTIONAL MEDICO-BIOLOGICAL SYSTEM AS A UNIVERSAL MEANS OF BIOOBJECT INVESTIGATION

A multifunctional medico-biological system is represented. It carries out noninvasive dynamic monitoring of a group of physiological parameters of the bioobject and suggests schemotechnical approaches for accomplishing the volume flow of the cerebral blood, pressure, the contents of hemoglobin and oxy-hemoglobin in blood, electrocardiogram recording methods.

Keywords: multifunctional, medico-biological, noninvasive, monitoring, bioobject.