



УДК 621.3

**PRINCIPLES OF ARCHITECTURE DEVELOPMENT OF A UNIVERSAL
DEVICE FOR BIOPOTENTIAL MEASUREMENT**
**ПРИНЦИПЫ ПОСТРОЕНИЯ АРХИТЕКТУРЫ УНИВЕРСАЛЬНОГО УСТРОЙСТВА
РЕГИСТРАЦИИ БИОПОТЕНЦИАЛОВ ОРГАНИЗМА**

Kozhevnikov A.V. / Кожевников А.В.*bachelor / студент-бакалавр**Saint-Petersburg State University of Aerospace Instrumentation,
Saint-Petersburg, Bolshaya Morskaya str., 67, 190000**Санкт-Петербургский государственный университет аэрокосмического приборостроения,
Санкт-Петербург, ул. Большая Морская, д. 67, лит. А, 190000*

Аннотация. В статье рассматриваются методы и схемы реализации исследований биопотенциалов (ЭКГ, ЭМГ, ЭЭГ), параметры сигналов. Описаны основные особенности и недостатки классических устройств узкой специализации. Предлагаемые в статье принципы построения универсального устройства регистрации биопотенциалов позволяют создать устройство без перечисленных недостатков классических устройств, основываясь на современных технических средствах и сочетая в себе как аппаратные, так и программные решения. Важным отличием предложенной методики является переход от аналоговых цепей обработки сигнала к использованию интегральных микросхем с последующей цифровой обработкой средствами устройства или ПК оператора.

Ключевые слова: исследования биопотенциалов, ЭКГ, ЭМГ, ЭЭГ, универсальное устройство

Вступление

Развитие технологий цифровой техники и интегральных решений позволяет пересмотреть архитектуру современных медицинских диагностических устройств. Простые исследования сердца и мышечной активности приобретают все большую популярность в спортивной и пользовательской среде. Появляется необходимость в создании компактных, помехоустойчивых и даже универсальных решений.

Задачей этой статьи является пересмотр классических устройств и разработка принципов построения универсальных устройств преимущественно за счет цифровой обработки сигнала и с использованием прецизионных многоканальных АЦП высокого разрешения.

1. Характеристики измеряемых сигналов

Электрокардиография (ЭКГ): 150 Гц, 5 мВ.

Электроэнцефалография (ЭЭГ): 40 Гц (до 170 Гц альфа-волны), 200 мкВ.

Электромиография (ЭМГ): 1000 Гц (до 10 кГц), 1 мВ [1; 2].

2. Системы отведений

Основной задачей при изучении систем отведений является их систематизация и определение технических требований к коммутатору регистрирующего устройств для дальнейшей разработки методики регистрации, реализованной в универсальном устройстве.

2.1. Электрокардиография (ЭКГ)

Наиболее распространена ЭКГ в 12 отведениях, включающая помимо трех стандартных (рис. 1б), три усиленных (рис. 1а) и шесть грудных отведений



(рис. 1 в), требующих для формирования суммирующую цепь.

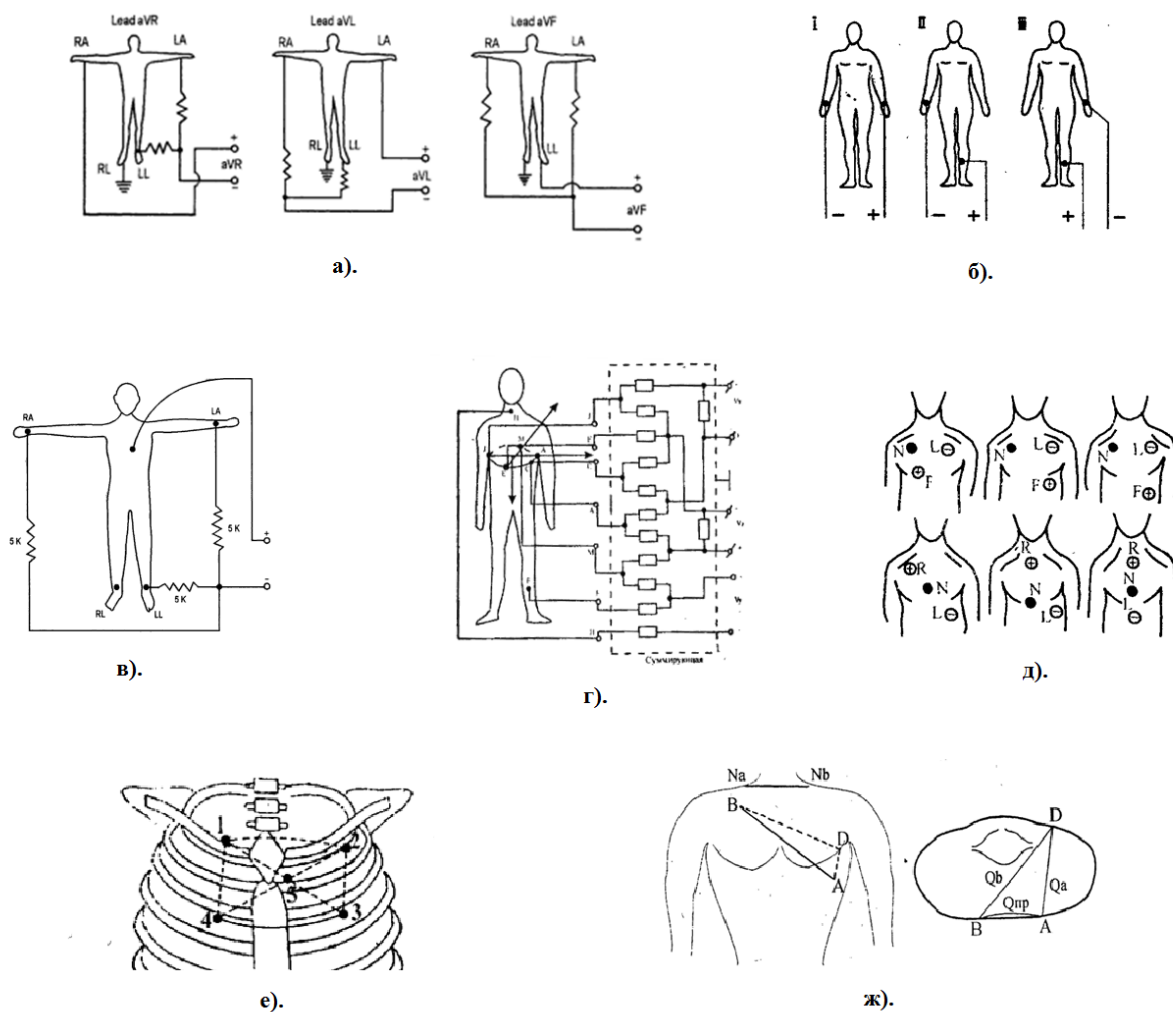


Рис. 1. Системы отведений ЭКГ: а) усиленные отведения; б) стандартные отведения; в) грудные отведения; г) ВКГ по Франку; д) динамическая ЭКГ; е) ВКГ по Акулиничеву; ж) ЭКГ по Нэбу

Изображенные на рис. 1д и рис. 1ж типы ЭКГ, как правило, используются в спортивной медицине и для продолжительного мониторинга поведения сердца (рис. 2) под влиянием разных нагрузок. Они, как и ВКГ (векторокардиография) по Акулиничеву (рис. 1е) состоят исключительно из биполярных отведений, и только ВКГ по Франку (рис. 1г) требует суммирующей цепи – самой сложной среди всех описанных методов.

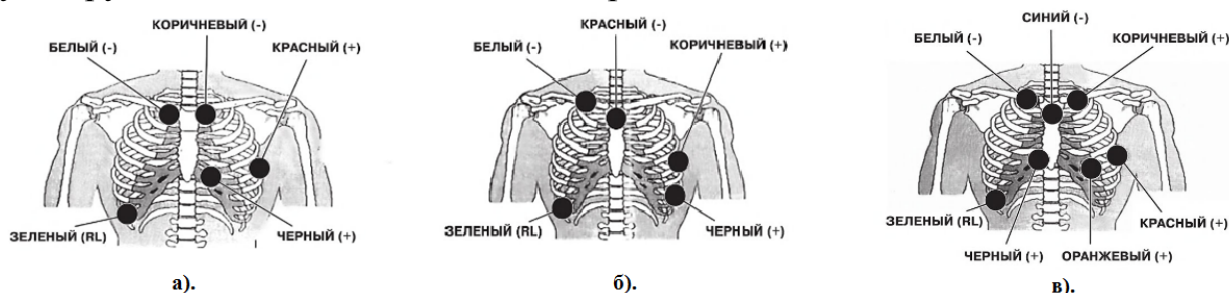


Рис. 2. Системы отведений при Холтеровском мониторинге: а) двухканальный режим; б) трехканальный режим; в) альтернативный трехканальный режим



2.2. Электроэнцефалография (ЭЭГ)

Отведения для ЭЭГ также делятся на биполярные и униполярные с некоторыми вариациями индифферентного электрода. При этом наложение электрода в любом случае производится по системе 10/20 (рис. 3 а-в).

Индифферентным электродом в униполярных отведениях может выступать реальный электрод, установленный на мочке уха или переносице, но в реальности его потенциал не является нулевым. В таком случае в качестве индифферентного используют виртуальный, сформированный суммирующей цепью электрод (рис. 3 г). Недостатком такой схемы является взаимное влияние регистрируемых каналов друг на друга.

В биполярных отведениях все каналы независимы, и разность потенциалов регистрируется между двумя электродами, расположенными над активными участками мозга. Для установления вклада отдельного участка мозга в общую активность применяют метод отведения цепочкой (рис. 3 г). В этом случае для двух соседних каналов съема один электрод является общим. Частным случаем такого отведения цепочкой является триангуляция (рис. 3 д).

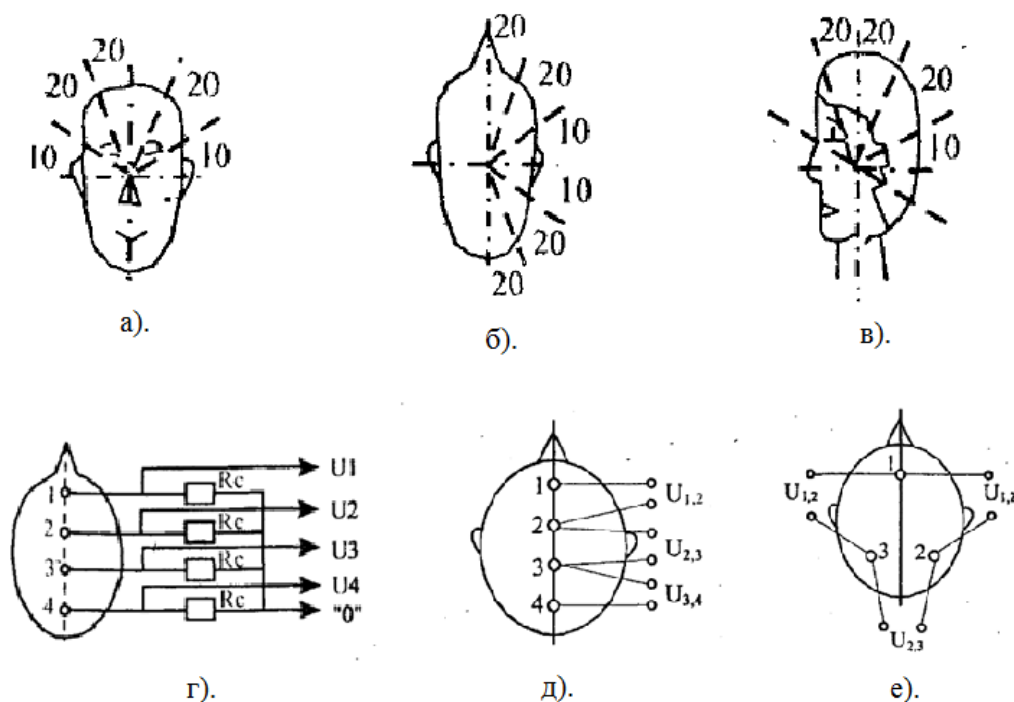


Рис. 3. Отведения в ЭЭГ: а-в) расположения электродов по системе «10-20»; г) электрическая схема ЭЭГ с нулевым электродом; д) система отведений «цепочка»; е) система отведений «триангуляция»

2.3. Электромиография (ЭМГ)

По способу съема ЭМГ также используют униполярные и биполярные отведения. Электроды устанавливаются вдоль исследуемой мышцы или в области моторных нервных центров.

2.4. Электроокулограмма (ЭОГ), электоретинография (ЭРГ)

Электроокулограмма (ЭОГ) и электоретинография (ЭРГ) являются частным случаем миографии в исследовании глаз. В соответствии с наиболее распространенными методиками ЭОГ, предложенными Франсуа и Дебук (рис. 4



а) или Лурье (рис. 4 б), сигналы снимаются в биполярных отведениях.

То же касается и ЭРГ, где в качестве рабочего используют электрод, вмонтированный в контактную линзу, а в качестве индифферентного - электрод, подключенный к мочке уха или наложенный на лоб.

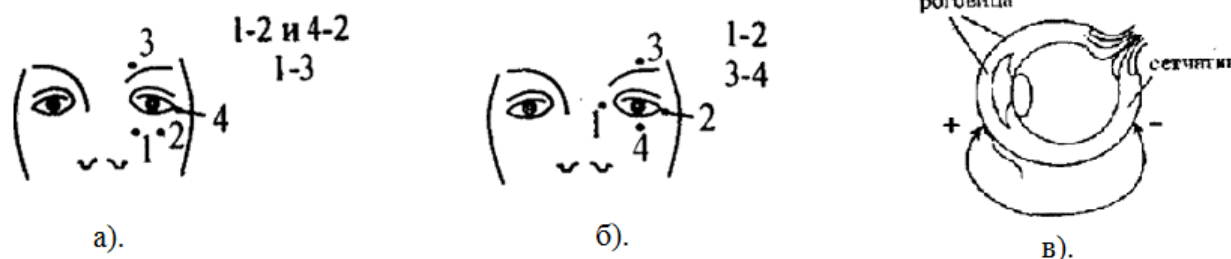


Рис. 4. Отведения в ЭОГ, ЭРГ: а) ЭОГ по Франсуа и Дебук; б) ЭОГ по Лурье; в) система отведений для ЭРГ.

2.5. Выводы

Таким образом, несмотря на преобладание биполярных систем отведений, в некоторых исследованиях требуется наличие суммирующей цепи для формирования индифферентных электродов (в некоторых методах с разными весовыми коэффициентами).

Требования к универсальности системы накладывают ограничение на реализацию системы коммутации классическим аппаратным способом в виду её конечной громоздкости, сложности и дороговизны.

3. Помехи

3.1. Источники помех

Источники помех можно классифицировать по природе возникновения следующим образом.

1) Помехи биологического характера, связанные с наличием непосредственного электрического контакта пациента с датчиком:

- образование на переходах «кожа-электрод» напряжений поляризации, создающих на входе УБП напряжения смещения, которые могут достигать величины ± 300 мВ; такое напряжение может вызывать насыщение усилителя;

- медленный (до 1 Гц) дрейф напряжения поляризации, возникающий вследствие протекания химических процессов в организме и его саморегуляции;

- взаимное перемещение электрода вдоль кожи приводит к мгновенному изменению потенциала, т.е. к генерации помех. Это может происходить во время резких движений пациента или при отсоединении электрода;

- нестабильность внутреннего сопротивления за счёт изменения сопротивления переходов «кожа-электрод»; при этом приходится считаться с большими значениями межэлектродных сопротивлений, их разбалансированием в определенной системе отведений.

2) Помехи биологического характера, источником которых являются другие органы.

3) Помехи техногенного характера.

Помехи этого типа могут улавливаться как телом человека, так и электродом, электродным кабелем или даже самой микросхемой устройства, и



являются синфазными, потому что и человек, и устройство регистрации полностью находятся в их электрическом поле: сети 50 или 60 Гц (включая модуляцию частот и импульсы, приходящие из сети); газоразрядных ламп освещения или других приборов, работающих на собственных частотах; помехи на радиочастотах; импульсные помехи при воздействии на объект исследования терапевтических аппаратов.

В итоге, в отводимом с помощью контактных электродов сигнале вместе с полезной составляющей порядка 5 мВ и ниже присутствует инфранизкочастотная составляющая до 300 мВ и синусоидальная помеха до 10 В частотой 50 или 60 Гц (в зависимости от условий исследования).

3.2. Борьба с помехой

Борьба с помехой предполагает следующее.

1) Подавление синфазной помехи производится путем дифференциального съема полезного сигнала, конструктивно реализуемого входными цепями усилителей биопотенциалов [2; 3].

2) В классической схеме для удаления электродных потенциалов и их инфранизкочастотного дрейфа (дрейф изолинии) используется ФВЧ (фильтр верхних частот), установленный либо в плече инструментального усилителя, либо между входным предусилителем и выходным усилителем с большим КУ (коэффициентом усиления) [2].

3) Аппаратный ФНЧ (фильтр нижних частот), ограничивающий высокочастотную составляющую спектра, ограничивающий спектр информативного сигнала точно заданными границами, выполняет также функции антиалиазингового фильтра АЦП.

4) Аппаратные и цифровые режекторные фильтры, удаляющие мышечный тремор и оставшиеся сетевые наводки 50 Гц.

5) Экранирование электродных кабелей и микросхем аппаратуры позволяет исключить наводки от перемещения кабеля и радиочастотных помех.

4. Особенности классических устройств регистрации биопотенциалов

К особенностям классических устройств регистрации биопотенциалов отнесём:

- высокий коэффициент усиления, предшествующий АЦП с низким разрешением;

- наличие аппаратных фильтров, в особенности ФВЧ с высокой постоянной времени (более 3.2 с). Без ФВЧ невозможно обеспечить необходимый уровень усиления;

- искажения сигнала на частотах, близких к частотам среза фильтров, особенно заметные на примере R-зубца в ЭКГ при использовании антитреморного фильтра [2];

- формирование отведений с помощью аналоговых мультиплексоров или матричных коммутаторов или возможность исследования только по одной методике;

- с блока аналоговой обработки выходит уже обработанный подготовленный сигнал, что не требует постобработки или дорогостоящих цифровых микросхем;



- архитектура описанной системы ограничивает увеличение числа каналов регистрации.

Вышеперечисленные особенности требуют использования прецизионных пассивных компонентов входных цепей и большого количества усилителей, дорогостоящих коммутаторов. В функциональном плане применение устройств сильно ограничено размерами самих устройств и помехами, вызванными механическим взаимодействием объекта исследования со средой.

5. Сущность предлагаемого метода

Предлагаемая автором архитектура устройства регистрации биопотенциалов является определенным набором решений и методов работы, в совокупности позволяющих реализовать компактную и простую универсальную систему, которая обладает потенциалом к расширению и способна работать в условиях, когда объект исследования испытывает физические нагрузки.

Предлагаемая автором система базируется на следующих принципах:

1) использование АЦП с высоким разрешением (20 бит и более) без предусилителя или с КУ менее 10);

2) АЦП с параллельной выборкой;

3) отсутствие аппаратных фильтров (входная цепь - только антиалиазинговый фильтр);

4) использование цифровой фильтрации;

5) использование цифровой обработки для организации системы подавления синфазной помехи по схеме Driven-leg: формирование напряжений или токов драйвера правой ноги с помощью ЦАП;

б) система отведений:

- цифровое вычисление общепринятых систем отведений вместо аппаратной коммутации;

- измерения производятся по схеме с униполярными отведениями: общим является либо специально введенный дополнительный «нулевой» электрод, либо электрод, сформированный с помощью суммирующей цепи. Это позволяет значительно подавить синфазную помеху, благодаря чему можно будет увеличить КУ предусилителей в пределах, которые позволит наибольшая оставшаяся помеха - электродный потенциал. В результате математических вычислений измеренные значения будут приведены к общепринятым отведениям в соответствии с выбранным методом исследования.

Рассмотрим достоинства предложенной схемы.

1. Благодаря электронным образом формируемой системе отведений, нет необходимости в переключателях, гибких суммирующих цепях.

2. Цифровая фильтрация и широкий динамический диапазон измеряемых напряжений АЦП позволяют настроиться на сигнал с любой характеристикой без вмешательства в конструкцию.

Оба вышеперечисленных преимущества позволяют производить любой тип исследования биопотенциалов с помощью одного устройства.

3. Исключение из конструкции аппаратных фильтров, помимо упрощения и удешевления схемы, дает следующие преимущества:



- возможность формирования любой полосы частот полезного сигнала;
- возможность одновременного снятия нескольких сигналов, лежащих в разных полосах частот, по каждому из каналов. В случае с ЭКГ СВР, например, разделение НЧ и ВЧ составляющих с соответствующей обработкой может проходить программно. Или в случае, когда необходимо обнаружить импульсы кардиостимулятора/дефибриллятора, лежащие в диапазоне частот выше 1 кГц (при способности АЦП обеспечить необходимую частоту дискретизации);
- отсутствие фазовых и амплитудных искажений снятого полезного сигнала;
- цифровые фильтры позволяют получить лучшую характеристику по сравнению с аппаратными фильтрами;
- отсутствие фазовых и амплитудных искажений снятого полезного сигнала.

Так как изначально сигнал регистрируется со всеми помехами и напряжениями смещения, по их величинам можно получить дополнительную информацию о состоянии контакта электродов или активности человека.

Система, построенная на предложенных принципах, обладает высокой помехозащищенностью в условиях, когда испытуемый совершает активные движения, например, во время занятий спортом. Помехи, вызываемые движением электродных кабелей и временная потеря контакта электрода в классической схеме способны вызвать переходные процессы на ФВЧ: восстановление нормальной работы прибора может занять до 10 с, чего не произойдет при отсутствии фильтров и емкостей во входных цепях.

4. Увеличивается коэффициент подавления синфазной помехи, снижающийся для системы до 40-60 дБ по сравнению со 100-120 дБ используемых операционных и инструментальных усилителей, в связи с погрешностью номиналов и количеством пассивных компонентов входных цепей.

5. АЦП параллельной выборки позволяет исключить ошибки измерений, возникающие из-за временного смещения измерений каждого последующего канала относительно предыдущего при последовательной регистрации каналов. Это особенно важно при работе с небольшими частотами дискретизации.

6. По сравнению с дешевым АЦП последовательной выборки, позволяющим скоммутировать необходимые биполярные отведения, АЦП параллельной выборки обладают большей максимальной частотой дискретизации и значительно меньшим внутренним шумом на тех же частотах (для сигма-дельта архитектуры).

Наличие нескольких высокоскоростных каналов предоставляет потенциал для простого расширения числа каналов в низкоскоростных приложениях преобразованием архитектуры в последовательно-параллельную.

7. Использование ЦАП в системе подавления помех позволяет максимально эффективно настроить напряжение смещения на схеме RLD по сравнению с обычной схемой, усредняющей и инвертирующей смещения. Вместе с тем, фильтры и конденсаторы вносят задержку, которая уменьшает эффективность режекции помехи. Скорость работы микроконтроллера или



ПЛИСа позволяет реализовать схему с гораздо меньшей задержкой.

Заключение

В ходе работы выявлен ряд обязательных технических требований к современной универсальной системе регистрации биопотенциалов.

А именно: использование многоканальных АЦП параллельной выборки высокого разрешения с минимальным усилением сигнала (КУ менее 10), переход от аналоговой обработки к цифровой фильтрации и цифровое формирование отведений вместо использования коммутаторов и суммирующих цепей. Описанные принципы позволяют значительно расширить функционал устройств, увеличить их помехоустойчивость и упростить производство. Это позволит создавать компактные профессиональные устройства для применения их как в клинической практике, так и в спорте.

Литература

1. Texas Instruments: How to Measure ECG - Pace Detection [Электронный ресурс]. - Режим доступа: <https://training.ti.com/how-measure-ecg-pace-detection?cu=1128637>
2. Корневский Н. А., Попечителей Е. П., Филист С. А. Проектирование электронной медицинской аппаратуры для диагностики и лечебных воздействий: Монография / Курская городская типография. Курск, 1999. 537 с.
3. Узлы и элементы медицинской техники: учеб. пособие / Н. А. Корневский, Е. П. Попечителей; Курск. гос. техн. ун-т. Курск, 2009. 426 с.

References:

- 1 Texas Instruments (2017), "How to Measure ECG - Pace Detection", available at: <https://training.ti.com/how-measure-ecg-pace-detection?cu=1128637> (accessed 1 June 2019).
- 2 Korenevski, N.A., Popechitelev, Ye.P. and Filist, S.A. (1999), Proektirovaniye elektronnoi meditsinskoj apparatury dlya diagnostiki i lechebnyh vozdeystviy [Designing of electronic medical equipment for diagnostics and therapeutic effects], Kursk city typography, Kursk, pp. 537.
- 3 Korenevski, N.A. and Popechitelev, Ye.P (2009), Uzli i element medicinskoj tehniki [Units and elements of medical equipment], Kursk State University of Technology, Kursk, pp. 426.

Abstract.

The article reviews the methods and schemes for the implementation of studies of biopotentials (ECG, EMG, EEG), the parameters of signals to determine the technical requirements for devices. The main features and disadvantages of classic devices of narrow specialization are described in order to determine the direction of improvement and correct their shortcomings. The principles proposed in the article for constructing a universal device for registering biopotentials make it possible to create a device without the listed drawbacks of classical devices, based on modern technical means and combining both hardware and software solutions. An important distinction of the proposed method is the transition from analog signal processing circuits to the use of integrated circuits with subsequent digital processing by means of the device or PC.

Key words: biopotential measurement, ECG, EEG, EMG, ADC, universal device architecture

Статья отправлена: 02.06.2019 г.

© Кожевников А.В.