

## УНИВЕРСАЛИЗАЦИЯ ИЗМЕРЕНИЙ В РЕЖИМЕ РАЗДЕЛЕНИЯ ВРЕМЕНИ БИОЭЛЕКТРИЧЕСКИХ ПАРАМЕТРОВ В АВТОМАТИЗИРОВАННЫХ БИОТЕХНИЧЕСКИХ СИСТЕМАХ

д.т.н., проф. О.Н. Фоменко, к.т.н. В.Д. Липанов, В.А. Ярута

Рассматривается проблематика универсализации измерений на основе построения датчиков для микрокомпьютерных (МК) биотехнических систем (БТС), работающих как автоматизированные системы управления (АСУ) при измерении параметров биологически активных точек (БАТ) кожи и электрической активности сердца в состоянии покоя и движения.

Проблема контроля и поддержания здоровья человека - оператора на должном уровне в процессе лечения или нормальной трудовой деятельности остаётся в настоящее время актуальной. Традиционно она решается с использованием специализированных технических средств диагностики и терапевтического воздействия. Анализ аппаратного состава лечебно-профилактических учреждений на примере Харьковского научно-исследовательского института общей и неотложной хирургии и рынка медицинской техники показывает, что она используется лишь на 10% из-за большого её разнообразия и трудностей обслуживания малочисленным техническим персоналом. К тому же диагностика не всегда точна и своевременна. Эффективность использования технических средств можно повышать за счёт универсализации измерений биоэлектрических параметров путём создания МК БТС, которые в принципе позволяют за счёт дискретизации измеряемых величин и управляющих воздействий проводить автоматизированную диагностику и управление состоянием человека в режиме разделения реального времени в покое или движении биообъекта (БО). Известно, что изменения функционального состояния организма или отдельных органов отражаются на биоэлектрических параметрах системы БАТ и меридианов и очень чувствительны к начальным признакам заболевания, а сердце является чутким индикатором опасных состояний организма. Поэтому целесообразно строить МК БТС как замкнутую систему измерения и регулирования электрических параметров БАТ, в силу использования для диагностики и воздействия теории меридианов, а так же электрических параметров активности сердца, электрофизиология которых хорошо изучена и отработаны стандартные методы измерения. Естественно при построении подобных микрокомпьютерных биотехнических систем возникают проблемы минимизации большого количества электродов, применения компактной аппаратуры,

согласования измерений и воздействия во времени. Это требует универсализации аппаратуры и прежде всего системы датчиков.

При измерении электрокардиосигнала (ЭКС) по наиболее распространённым методам используется от 3-х до 12 униполярных или биполярных отведений, подключенных к измерительным точкам одновременно с параллельно работающими каналами усилителя в предположении, что сердце является электрическим диполем, находящемся в проводящей среде. Наибольшее распространение получили 4 метода съёма ЭКС (табл. 1):

- электрокардиография (ЭКГ) [1,2];
- крупномасштабная электрокардиография (КМЭКГ) [3,4];
- ортогональная электрокардиография (ОЭКГ) [5];
- дистанционная электрокардиография (ДЭКГ) [1].

Таблица 1

Основные характеристики методов ЭКГ и РД

Метод	Способ отведения сигналов	Тип электрода	Величина измеряемой ЭДС, мВ	Частотный диапазон сигнала, Гц
ЭКГ	12 стандартных отведений	Хлор-серебряный, емкостной	0,03 – 5	0,4 – 100
ДЭКГ			0,03 – 5	0,4 – 100
КМЭКГ			0,001 – 5	0 – 2000
ОЭКГ			0,03 – 5	0,4 – 100
Рефлексо-диагностика (Накатани)	24 БАТ	Латунь	Ток 200 мкА	Среднее значение сигнала, измеряемого в течении 2 – 3 с.

Исследования по первым трём методам проводятся в специальных условиях в покое пациента, а по методу ДЭКГ – с двигающегося человека. Очевидно, что целесообразно проводить измерения по всем этим методам с помощью одной и той же аппаратуры. Так, измерение по ОЭКГ требует формирования всего трёх отведений, а при использовании синтезированной ЭКГ по ОЭКГ удаётся получить такую же точность диагностики, как и при регистрации стандартной ЭКГ [5]. Аппаратура для ДЭКГ позволяет регистрировать ЭКС как в покое, так и в движении и отличается повышенными требованиями к помехоустойчивости и пониженной чувствительностью. При этом места расположения электродов на конечностях (по Эйтховену) являются произвольными [6]. Поэтому измерение по методу ОЭКГ с синтезом ЭКС в стандартных отведениях и расположением электродов на трёх конечностях и в точке **V2** (по Вильсону) на аппаратуре, пригодной для ДЭКГ, в частотном диапазоне 0 – 2000 Гц амплитудой 0,001 – 5 мВ позволит проводить диагностику по всем 4 ме-

тодам при минимуме электродов (если обосновать входные параметры биоусилителей).

В рефлексодиагностике (РД) для поиска и изучения БАТ используются измерения её проводимости, электрокожного сопротивления или потенциала. В первых двух случаях требуется формирование тестового сигнала постоянного тока или импульсного тока с фиксированными параметрами. Однако, он влияет на БАТ, изменяя её состояние так, что при длительном воздействии он становится управляющим. Минимизировать это влияние можно за счёт уменьшения его амплитуды и длительности. Обычно измерения проводятся последовательно во времени одной и той же парой электродов, например, по методу Накатани, требующего измерений в 24 точках (табл. 1) раз в сутки [7]. Однако, можно осуществлять многократное измерение БАТ в течение суток, если суммарное воздействие на неё не превысит некоторой предельной величины. Мерой воздействия электрического тока на БАТ может служить энергия

$$W = \int_0^t UI dt, \quad (1)$$

где  $t$  – общее время измерения током  $I$ ;  $U$  – падение напряжения на сопротивлении  $R$ . Если тесты являются импульсами стабилизированного тока  $I$  длительностью  $\tau$  и периодом повторения  $T$ , то при общем времени воздействия на точку  $t_b$  количество импульсов измерений  $n$  будет

$$n = \left\lfloor \frac{t_b}{T} \right\rfloor,$$

где квадратная скобка означает округление в большую сторону.

Тогда формула (1) принимает вид

$$W = I^2 R \tau n.$$

Задавшись общей допустимой поглощенной энергией в течение суток, полученной из опыта, можно получить оценку допустимого разделения реального времени процесса мониторинга электрокожного сопротивления, осуществляемого в МК БТС. Так, исходя из рекомендаций на проведение исследований по методу Накатани, максимальная энергия [7], подводимая к БАТ при измерении в течение суток, равна  $W = 7,2$  мДж. Сопротивление БАТ можно измерять импульсным током длительностью  $\tau = 100$  мкс [8]. Тогда при  $I = 200$  мкА и  $IR \leq 12$  В можно осуществить минимум  $n = 30000$  измерений в сутки с периодом следования 2,88 с. Если при этом измерять форму отклика сигнала напряжения, то с помощью преобразования Лапласа можно найти сопротивление БАТ в широком диапазоне частот. Практическая ширина спектра прямоугольного импульса отклика напряжения не превысит  $5\pi/\tau$ , где  $\tau$  - длительность импульса. Современные АЦП параллельного действия позволяют осу-

ществлять оцифровку таких сигналов. Таким образом, проведение многократных измерений сопротивления БАТ в течение суток оказывается возможным благодаря применению импульсного режима измерения. Целесообразно проводить измерение ЭКС в БАТ конечностей. Тогда

$$U_{\text{бат}} = U_{\text{сф}} + U_{\text{рЭКГ}} + U_{\text{п}},$$

где  $U_{\text{бат}}$  – суммарное напряжение на электроде, расположенном в БАТ;  $U_{\text{сф}}$  – напряжение синфазной помехи;  $U_{\text{рЭКГ}}$  – разностное напряжение электрокардиосигнала (ЭКС);  $U_{\text{п}}$  – напряжение помех.

При измерении в движении требования к помехоустойчивости аппаратуры возрастают по сравнению с проведением измерений в покое без движения. Основными методами борьбы с синфазной помехой  $U_{\text{сф}}$  являются применение дифференциального усилителя во входных каскадах с большим входным сопротивлением и цепи активной нейтрализации синфазной помехи. Однако  $U_{\text{сф}}$  также является мерой воздействия на человека внешнего электрического поля. Поэтому её измерение необходимо для нахождения корреляционных связей между колебаниями внешнего поля и изменением биоэлектрических характеристик тела в целях коррекции терапевтического воздействия. Напряжение помех  $U_{\text{п}}$  носит случайный характер. Ослабить его влияние можно с помощью суммирования потенциалов нескольких электродов. Поэтому электрод для снятия ЭКС целесообразно формировать путём объединения 6 электродов, расположенных в БАТ на одной конечности. Помехи, вносимые электродами зависят от их типа и конструкции. Эти помехи вызваны явлением поляризации [2], которое является причиной дрейфа изоэлектрической линии, скачков потенциалов при смещении электродов и др. Существует четыре основных типа электродов: металлические, резистивные, резистивно – емкостные и емкостные. Из них наиболее подвержены поляризации металлические электроды. При измерении в движении наилучшим образом зарекомендовали себя емкостные электроды [9], поскольку они наименее чувствительны к движениям пациента и у них отсутствуют поляризационные потенциалы. Они не требуют также обработки кожи и применения паст и довольно технологичны в изготовлении. Поэтому для измерения ЭКС в движении целесообразно использовать емкостные электроды. Однако, их недостатком является очень большое сопротивление на постоянном токе.

При проведении измерений в движении электроды должны быть миниатюрными, компактными и максимально удобными для обеспечения стабильного контакта с кожей, что требует модификации традиционно используемых электродов с сохранением их основных измерительных и конструктивных параметров. Поэтому индифферентный электрод для метода Накатани имеет вид латунной скобы длиной 100 мм, шириной 20 мм. А универсальный измерительный электрод (датчик) предла-

гается следующей конструкции (рис.1). В экранированном корпусе 1 размещена электронная схема 2 повторителей входных каскадов УБП и измерителя сопротивления. С одной стороны, она через кабель 3 соединяется со схемой прибора, с другой – с емкостным электродом (титановый диск 5 покрытый оксидной плёнкой 7) и с латунным кольцом 4 с внутренним диаметром 10 мм, имеющим контакт с БО через смоченную физраствором прокладку 6. Через емкостной электрод осуществляется съём ЭКС, а через латунное кольцо – измерение сопротивления БАТ. Однако, наибольшей степени универсализации удастся достичь при использовании емкостного электрода как для измерения ЭКС, так и для измерения сопротивления БАТ.

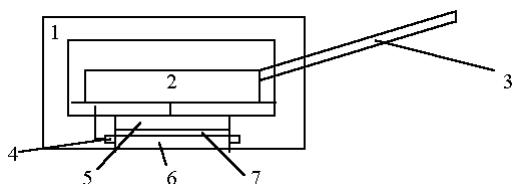


Рис.1. Структурная схема универсального датчика

Эквивалентная схема БО, контакта ‘кожа – электрод’, электрода Э и входных каскадов измерительной схемы представлена на рис. 2. Она содержит две цепи: одна для измерения ЭКС в составе с УБП, другая для измерения сопротивления БАТ и электропунктурного воздействия на неё в составе с генератором тока  $J$ . УБП с входным комплексным сопротивлением для разностного сигнала  $Z_p$  и для синфазного сигнала  $Z_{\phi}/2$  через ёмкости  $C$ , образованные контактом емкостных электродов с кожей и сопротивление кожи  $R$  подключается к источнику разностного биосигнала  $E_p$ . Нестабильность сопротивлений кожи и контактной ёмкости обозначено через их изменения  $\Delta R$  и  $\Delta C$  соответственно. На входы УБП также действует синфазная наводка  $E_{\phi}$ . Генератор стабильного тока  $J$  подключается к коже БО с одной стороны через индифферентный электрод, а с другой – через латунное кольцо универсального электрода Э, которое в совокупности с смоченной физраствором прокладкой образует комплексное сопротивление перехода ‘кожа – электрод’ (КЭ), состоящее из ёмкости  $C_{КЭ}$  и резистора  $R_{КЭ}$ . При этом напряжение  $U_{БАТ}$  оказывается пропорциональным  $R$ .

Измерять различные величины и оказывать воздействие на БО с помощью одного и того же универсального электрода можно последовательно в режиме разделения времени с помощью ключа  $S3$ . Следует учитывать, что при подключении  $J$  к БО ёмкости  $C$  заряжаются. Поэтому после размыкания ключа  $S3$  на входе УБП будет действовать разностное

напряжение, вызванное их зарядом, которое переведёт его в режим насыщения. Для предотвращения этого явления перед измерением ЭКС и после измерения сопротивления БАТ или воздействия на неё необходимо разряжать ёмкости С. Этой цели служат ключи S1 и S2.

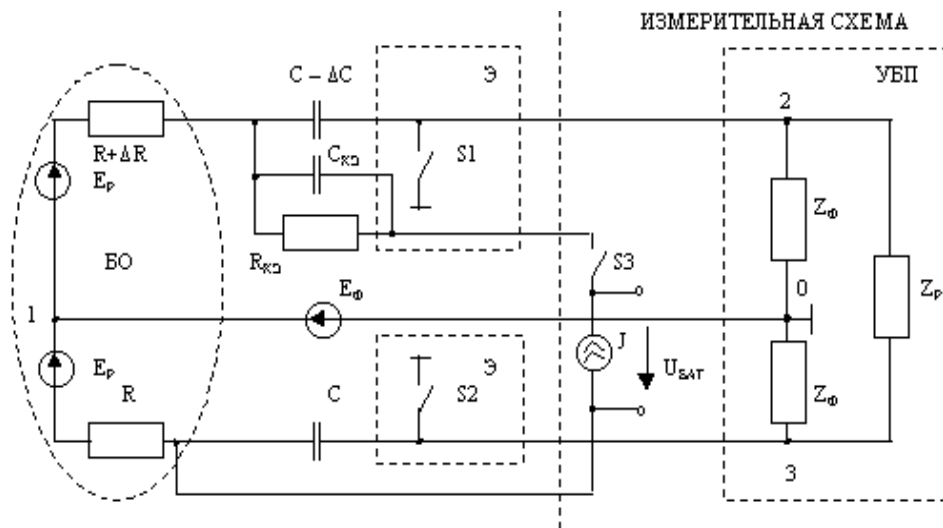


Рис.2. Эквивалентная схема БО, контакта ‘кожа – электрод’, электрода и входных каскадов измерительной схемы

От величины входного сопротивления УБП зависит помеха, вызванная асимметрией сопротивлений входной цепи. Рассмотрим эквивалентную схему БТС (рис.2) при разомкнутых ключах S1 – S3. Для этого пронумеруем узлы и определим зависимость значений сопротивлений  $Z_p$  и  $Z_\phi$  от  $\Delta R$  и  $\Delta C$ . Вначале определим напряжение на входе УБП ( $U_{в\у}$ ), которое равно разности потенциалов узлов 2 и 3. Его комплексное значение, найденное с помощью метода узловых потенциалов, составляет

$$U_{в\у} = \frac{2G^2 E_p - \Delta G G_\phi E_\phi + (2G + \Delta G) G_\phi E_p}{(G + G_\phi + G_p)(G' + G_\phi + G_p) - G_p^2}, \quad (2)$$

где  $G$  и  $G'$  – комплексная проводимость верхней и нижней ветви цепи, соединяющей УБП с БО соответственно;  $\Delta G$  – их разность;  $G_p$  и  $G_\phi$  – комплексная проводимость входной цепи УБП на разностном и синфазном токе соответственно;  $E_p$ ,  $E_\phi$  – комплексы эквивалентной электро-

движущей силы внутреннего источника биообъекта и источника синфазной наводки.

Комплексные проводимости выразим через соответствующие комплексные сопротивления:

$$G = \frac{1}{Z + \Delta Z}; \quad G' = \frac{1}{Z}; \quad \Delta G = G' - G; \quad G_P = 1/Z_P; \quad G_\Phi = 1/Z_\Phi,$$

где  $Z$  – комплексное сопротивление нижней ветви цепи, соединяющей УБП с БО;  $\Delta Z$  – разность комплексных сопротивлений верхней и нижней ветвей цепи, соединяющей УБП с БО.

Комплексные сопротивления  $Z$  и  $\Delta Z$  связаны с величинами  $R$ ,  $\Delta R$ ,  $C$  и  $\Delta C$  следующими соотношениями:

$$Z = R + \frac{1}{j\omega C};$$

$$\Delta Z = \Delta R + \frac{\Delta C}{j\omega C(C - \Delta C)}, \quad (3)$$

где  $\frac{1}{j\omega C}$  – комплексное емкостное сопротивление контакта КЭ;  $\Delta C$  – его изменение;  $\omega = 2\pi f$ ;  $f$  – частота сигнала.

Для нахождения взаимосвязи между комплексными величинами  $Z_\Phi$  и  $\Delta Z$  выразим соотношение (2) через соответствующие комплексные сопротивления и найдём коэффициент режекции входной цепи  $H$  как отношение коэффициента передачи разностного сигнала к коэффициенту трансформации синфазного сигнала в разностный. Тогда при  $|Z| \ll |Z_\Phi|$ ,  $|Z| \ll |Z_P|$  получим

$$H \approx -\frac{Z_\Phi}{\Delta Z}, \quad (4)$$

Для определения зависимости между комплексными величинами  $Z_P$  и  $\Delta Z$  найдём комплексную чувствительность  $S$  коэффициента передачи разностного сигнала  $A$  к изменению  $Z$

$$S = \frac{dA}{dZ} \frac{Z}{A}, \quad (5)$$

где  $dZ$  – дифференциал  $Z$ ;  $A$  – коэффициент передачи разностного сигнала;  $dA$  – его дифференциал.

Коэффициент  $A$  входной цепи определяется как отношение напряжения на входе УБП (2) при  $E_\Phi = 0$  к напряжению разностного сигнала, приложенного к электродам  $2E_P$ . С учётом условий  $|Z| \ll |Z_\Phi|$ ,  $|Z| \ll |Z_P|$  и  $|Z_\Phi| > |Z_P|$  коэффициент чувствительности  $S$  приближенно равен

$$S \approx -\frac{2Z}{Z_P}. \quad (6)$$

Тогда из (5) и (6) следует

$$\frac{dA}{A} \approx -\frac{2dZ}{Z_p}.$$

Отсюда при  $dZ \approx \Delta Z$  и  $dA \approx \Delta A$  с учетом соотношения (4) имеем:

$$|Z_p| \approx -2|\Delta Z| \left| \frac{\Delta A}{A} \right|^{-1}; \quad (7)$$

$$|Z_\Phi| \approx |H| |\Delta Z|. \quad (8)$$

С уменьшением частоты входного сигнала требуемые абсолютные значения  $Z_p$  и  $Z_\Phi$ , выражения (7, 8), увеличиваются. Расчёт проведём по нижней допустимой частоте ЭКС, равной 0,4 Гц. Ёмкость  $C$  для электродов диаметром 10 мм равна 0,04мкФ [9]. В условиях движения она может изменяться на 10% ( $\Delta C = 0,004$ мкФ). Максимальное значение  $\Delta R = 1$  МОм [10], относительное изменение коэффициента передачи разностного сигнала  $|\Delta A/A| = 0,01$ , коэффициент режекции  $|H| = 10000$ . Это возможно в случае организации цепи активной нейтрализации синфазного сигнала с коэффициентом усиления равным 1000 при заданном отношении сигнал - помеха на входе УБП равным 1 и величинах  $|E_\Phi| = 10$ В и  $|E_p| = 10^{-6}$ В. Тогда  $|Z_\Phi| = 15$  ГОм,  $|Z_p| = 300$  МОм.

Для обеспечения расчетных значений входных сопротивлений УБП его входные каскады необходимо располагать в корпусе электрода. С другой стороны, зная входное сопротивление УБП можно найти максимально допустимую величину  $\Delta Z$  из выражения (8), а также  $\Delta C$  и  $\Delta R$ , используя (3). Тогда, если  $\Delta C = 0$ , то  $\Delta R \leq |\Delta Z|$ , а если  $\Delta R = 0$ , то:

$$\Delta C_{\max} = \frac{|\Delta Z| \omega C^2}{1 + |\Delta Z| \omega C}; \quad (9)$$

$$f_{\min} = \frac{k}{2\pi |\Delta Z| C(1-k)}, \quad (10)$$

где  $\Delta C_{\max}$  – максимально допустимое значение величины  $\Delta C$ ,  $f_{\min}$  – минимальная частота спектра входного сигнала,  $k = \Delta C/C$ .

В случае применения в качестве УБП операционного усилителя ОРА655 с входным сопротивлением  $Z_\Phi = 10^{12}$  Ом, допустимая величина модуля изменения сопротивления  $\Delta Z$  составит 100 МОм. Тогда из (9) при  $f_{\min} = 0,4$  Гц (для ЭКС) и  $C = 0,04$  мкФ следует, что  $\Delta C_{\max} = 0,036$  мкФ. И обратно, из (10) при  $\Delta C = 0,02$  мкФ и  $k = 0,5$   $f_{\min} = 0,04$  Гц. Отсюда видно, что можно добиться высокого качества съёма ЭКС при значительной асимметрии сопротивлений входных цепей.



Таким образом, техническая реализация универсального датчика для автоматизированной МК БТС измерения ЭКС и сопротивления БАТ в покое и в движении оказывается возможной за счёт:

- совмещения точек измерения;
- применения емкостного электрода, минимизации габаритов электродов;
- совмещения их в одном корпусе;
- размещения в нём части измерительной схемы при применении режима разделения реального времени измерений различных биофизических параметров.

## ЛИТЕРАТУРА

1. Инструментальные методы исследования сердечно-сосудистой системы / Под ред. Т.С. Виноградовой. – М.: Медицина, 1986. – 416 с.
2. Бредикис Ю.Ю. Очерки клинической электроники. – М.: Медицина, 1974. – 224 с.
3. Янушкевичус З.И., Чирейкин Л.В., Пранавичус А.А. Дополнительно усиленная электрокардиограмма. – Л.: Медицина, 1990. – 192 с.
4. Инфаркт миокарда с зубцом Q, его влияние на параметры вариационной пульсометрии, дисперсию интервала QT и поздние потенциалы желудочков / Попов В.В., Копица Н. П., Николаенко Е. Я. и др. // Врачебная практика. – 1998. – № 1. – С. 46 - 50.
5. Анализ ортогональной электрокардиограммы / Л. И. Титомир, И. Рутгкай - Недецкий. – М.: Наука, 1990. – 198 с.
6. Kiyotsugy Takuma. An alternative limb lead system for electrocardiographs in emergency patients // Intensive care medicine. – 1994. – №20.
7. Табеева Д. М. Руководство по иглорефлексотерапии. – М.: Медицина, 1980. – 560 с.
8. Калакутский Л.И., Вейнер В.А. Импульсное измерение импеданса биологических тканей с применением преобразования Лапласа // Вопросы медицинской электроники: межвузовский тематический научный сборник. – Таганрог, ТРТИ. – 1981. Вып.3. – 152 с.
9. Гришанович А.П., Ярмолинский В.И. Опыт разработки и применения емкостных электродов // Медицинская техника. – 1984. – № 1. – С. 35 - 39.
10. Rosell J., Colominas J., Riu P., Pallas – Areny R., Webster J. G. Skin impedance from 1Hz to 1 MHz // IEEE Trans. Biomed. Eng.. – 1988. – Т.35, № 8. – С. 649 - 651.

*Поступила в редакцию 23.12.2000*