

УДК 612.014.421.7

В. А. ЯРУТА

ИЗМЕРЕНИЕ ПОЛНОГО СОПРОТИВЛЕНИЯ ЖИВЫХ ТКАНЕЙ НА ИМПУЛЬСНОМ ТОКЕ

Новым направлением развития медицинской техники является построение автоматизированных микрокомпьютерных биотехнических систем (МК БТС) [1]. Разработка такой МК БТС [2] измерения электрофизиологических параметров человека и воздействия на его биологически активные точки (БАТ) требует решения проблемы дискретного измерения сопротивления кожи в БАТ в режиме разделения реального времени для случаев покоя и движения биообъекта (БО) при минимальном влиянии тестового сигнала на состояние БО.

Рассмотрим различные подходы к измерению сопротивления, которые нашли применение в медицинской диагностике. Традиционно в реографии [3] измерение сопротивления внутренних органов и тканей проводится на переменном токе частотой до 500 кГц величиной до 10 мА, тогда как в рефлексодиагностике, например метод Накатани [4], измерения проводятся на постоянном стабилизированном токе величиной 200 мкА при напряжении на измерительных электродах до 12 В. Если в реографии сформирован единый методический подход к измерению сопротивления, то в рефлексодиагностике такого единства нет. Так, известно [5], что измерения в рефлексодиагностике на токе 200 мкА позволяют выявлять лишь хронические патологии, тогда как острые процессы удаётся дифференцировать на токе 20 мкА. Кроме того, диагностическую ценность также имеет асимметрия сопротивления в БАТ и её реактивная составляющая [4]. Очевидно, что такое разнообразие подходов к измерению сопротивления вызвано его сложной структурой, большим диапазоном его изменения и концентрацией исследователей на его отдельных частях. Вместе с тем возможен единый подход к измерению сопротивления БО, основанный на его моделировании в виде электрических схем. Известны различные эквивалентные электрические схемы живой ткани [6]. Однако они не раскрывают основных особенностей при измерении ее сопротивления на малых токах.

Известно, что сопротивление живых тканей человека является нелинейным и сложным образом зависит от частоты, приложенного напряжения, проходящего тока и от различного рода раздражителей, действующих на человека. Зависимость сопротивления от напряжения проявляется при его величине свыше 20 В [6], зависимость сопротивления от тока – при его величине более 1 мкА [7]. Сопротивление зависит также от знака проходящего тока и имеет активную и реактивную составляющие. Скорость изменения сопротивления, вызванная различными раздражителями, составляет несколько килоом в минуту. Известно также, что сопротивление внутренних тканей является в основном активным, линейным и незначительно изменяется с течением времени, тогда как сопротивление кожи является нелинейным, имеет как активную, так и реактивную составляющие и подвержено значительным амплитудным колебаниям во времени. При измерении сопротивления тела человека в БАТ, обычно используют металлические электроды, которые, контактируя с кожей, поляризуются. Напряжение поляризации нестабильно во времени, оказывает воздействие на БАТ и вносит дополнительную погрешность при измерении, которую трудно учесть. Особенно большие артефакты появляются в процессе движения БО. Емкостные электроды контактируют с кожей через диэлектрик, который не вызывает явлений поляризации, поэтому в аппаратуре для прецизионных помехоустойчивых измерений сопротивления тела как в покое, так и в движении целесообразно использовать емкостные электроды. При этом активный электрод размещается в исследуемой БАТ, тогда как индифферентный может быть составлен из шести параллельно соединённых емкостных электродов, расположенных в шести БАТ разных меридианов одной руки. Тогда активное сопротивление кожи со стороны индифферентного электрода будет в несколько раз меньше такого сопротивления со стороны активного электрода, а емкостное – в несколько раз больше. Принципиально не представляется возможным разделить измеренное сопротивление на две части: относящееся к активному и индифферентному электродам, – однако очевидно, что при этом его величина в основном будет определяться сопротивлением со стороны активного электрода. По эквивалентной схеме "выходные каскады МКБТС – электрод – БО" происходит измерение сопротивления БО и помощью

емкостного электрода на токах до 1 мкА длительностью доли секунды при напряжении до 20 В (рисунок).

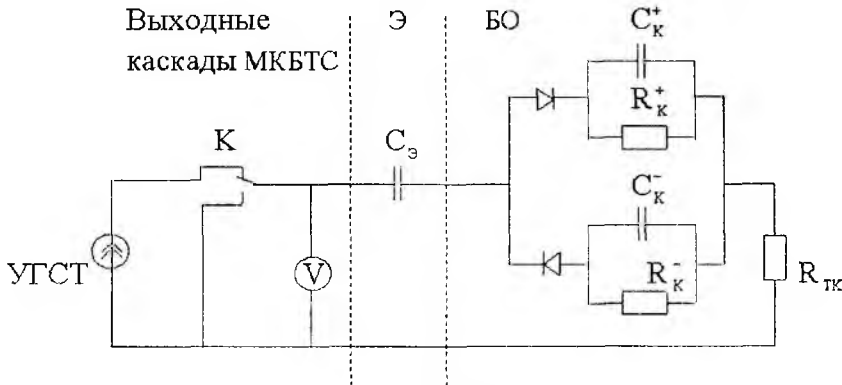


Рис. 1

Здесь V – вольтметр; УГСТ – управляемый генератор стабильного тока; К – ключ, с помощью которого формируется измерительный импульс тока; Э – электрод; $C_{\text{Э}}$ – эквивалентная ёмкость учитывающая ёмкостной контакт активного и индифферентного электродов; C_K^- и R_K^- – ёмкость и сопротивление кожи при прохождении через неё тока отрицательной полярности; C_K^+ и R_K^+ – ёмкость и сопротивление кожи при прохождении через неё тока положительной полярности; $R_{\text{тк}}$ – сопротивление внутренних тканей, учитывающее их преимущественно активный характер. Обозначенные диодами нелинейные элементы в данном случае имеют бесконечно большое сопротивление при обратном смещении и бесконечно малое – при прямом. Они введены для учёта асимметрии сопротивления кожи на токе разной полярности.

Поскольку такая схема имеет реактивные элементы C_K^- , C_K^+ , то измерения на постоянном токе не позволяют их выявлять. А поскольку она оказывается нелинейной при изменении знака тока, то проведение измерений на переменном токе не даёт возможности разделить величины C_K^- , R_K^- и C_K^+ , R_K^+ . Однако определить параметры эквивалентной схемы можно по переходным характеристикам, являющимся её реакцией на скачок тока или напряжения. При этом элементы схемы оказываются линейными, поскольку переходный процесс целиком проходит на токах одной полярности. Тогда последовательное проведение измерений с помощью исследования переходных процессов на токах разной полярности позволит определить значения величин C_K^- , R_K^- и C_K^+ , R_K^+ . При этом эквивалентные цепи для токов разной полярности оказываются одинаковыми по форме, а это значит, что переходные процессы, возникающие в них, будут описываться формально одинаковыми уравнениями.

Рассмотрим переходный процесс, возникающий в цепи эквивалентной схемы (рисунок) при подаче на БО скачка стабилизированного тока положительной полярности амплитудой I. Интегрально-дифференциальное уравнение электрического равновесия этой цепи для любого момента времени имеет вид

$$U(t) = \frac{1}{C_{\text{Э}}} \int_0^t I(t) dt + I(t) \left(R_K^+ + R_{\text{тк}} + \frac{R_K^+ C_K^+}{C_{\text{Э}}} \right) + R_{\text{тк}} R_K^+ C_K^+ \frac{dI(t)}{dt} - R_K^+ C_K^+ \frac{dU(t)}{dt},$$

где $U(t)$ – функция напряжения от времени, регистрируемая вольтметром V, описывающая переходный процесс, который является результатом воздействия скачка тока $I(t)$ на живую ткань. Решение этого уравнения относительно напряжения имеет вид

$$U(t) = IR_{TK} + \frac{I}{C_Э}t + IR_K^+ \left(1 - e^{-\frac{1}{R_K^+ C_K^+}t} \right) \quad (1)$$

Очевидно, что конкретный физический процесс, являющейся откликом напряжения живых тканей на скачок стабилизированного тока, однозначно описывается уравнением (1). В связи с этим, имея набор данных $U_H[nT]$ (T – период дискретизации, n – натуральное число, принимающее значения от 0 до $N - 1$, где N – номер последнего измерения), полученных при дискретном измерении такого переходного процесса (с помощью дискретизации показаний вольтметра V), можно найти соответствующее ему уравнение (1), а значит, и величины R_{TK} , $C_Э$, C_K^+ и R_K^+ .

Поскольку в среднем $C_K = 0,5$ мкФ, а $R_K = 250$ кОм [4], то постоянная времени переходного процесса составит примерно 125 мс, следовательно, переходный процесс полностью завершится через 625 мс. Этого времени достаточно, чтобы получить опытные данные, однозначно описывающие переходный процесс вида (1), поэтому ограничим время проведения измерения длительностью переходного процесса, тогда справедливы первоначальные предположения о пренебрежимо малой величине времени измерительного процесса по сравнению с возможным изменением сопротивления кожи во времени. Тогда измерительная процедура может выглядеть следующим образом. С помощью ключа K (рисунок) формируется импульс измерительного тока, длительность которого равна ожидаемой длительности переходного процесса в БАТ. При этом его передний фронт задаётся УГСТ, а задний – определяется переходным процессом, вызванным разрядом емкостей C_K^+ и $C_Э$. По переходному процессу, вызванному передним фронтом импульса тока, описываемому соотношением (1), определяются величины R_K^+ , C_K^+ , R_{TK} и $C_Э$. На основании полученной постоянной времени переходного процесса задаётся длительность следующего измерительного импульса. Поскольку измерительный ток во время своего действия заряжает ёмкости электрода и кожи, то перед дальнейшими измерениями необходимо выдержать некоторый временной интервал, достаточный для их разряда.

Найти величины R_K^+ , C_K^+ , R_{TK} и $C_Э$ можно, приравняв коэффициенты прямых, полученных линеаризацией функциональной зависимости (1) и опытных данных $U_H[nT]$ на одном и том же временном интервале в пределах длительности переходного процесса. Поскольку соотношение (1) и последовательность $U_H[nT]$ описывают один и тот же переходный процесс, то такое уравнивание является корректным и физически обоснованным, если линеаризация проводится по одному и тому же правилу. Таким правилом может быть метод наименьших квадратов, который позволяет найти наиболее вероятные численные значения коэффициентов прямой и в данном случае заключается в минимизации энергии несовпадения переходного процесса и линеаризующей его прямой. Если набор данных $U_H[nT]$ разбить последовательно на S частей и обозначить через A_S и B_S номера первого и последнего измерения S -ой части этого набора, то мера близости I_1 аппроксимации S -ой части переходного процесса $U_H[nT]$, полученного при измерении, уравнением прямой $y_S = k_S t + b_S$ имеет вид

$$I_1 = \min_{k_S, b_S} \sum_{i=A_S}^{B_S} (k_S i T + b_S - U_H[iT])^2.$$

А правило, ставящее в соответствие переходному процессу (1), являющемуся аналитическим решением интегрально-дифференциального уравнения эквивалентной схемы, прямую $y'_S = k'_S t + b'_S$ на временном интервале S -ой части набора данных $U_H[nT]$, определяется аналогичным квадратичным критерием близости аппроксимируемой и аппроксимирующей функций:

$$I_2 = \min_{k'_S, b'_S} \sum_{i=A_S}^{B_S} \left(k'_S i T + b'_S - IR_{TK} - \frac{I}{C_Э} i T - IR_K^+ \left(1 - e^{-\frac{iT}{R_K^+ C_K^+}} \right) \right)^2.$$

Приравняв коэффициенты k_S , b_S и k'_S , b'_S соответственно, полученные после проведения минимизации по критериям I_1 , I_2 на одном и том же временном интервале S-ой части набора данных $U_H[nT]$, тогда справедлива следующая система уравнений:

$$\begin{cases} k_S = k'_S \\ b_S = b'_S \end{cases} \quad (2)$$

Составим такую систему для двух несовпадающих наборов данных, например, при S, равном 1 и 2, тогда

$$\begin{cases} R_K^+ = \frac{1}{I} \left(\frac{b_2 - b_1}{g_2 - g_1} \right) \\ C_K^+ = I \frac{R_K^+ C_K^+ h_2 - h_1}{T k_2 - k_1} \\ R_{TK} = \frac{1}{I} \left(b_1 - g_1 \frac{b_2 - b_1}{g_2 - g_1} \right) \\ C_{\mathcal{E}} = I \left(k_1 - h_1 \frac{k_2 - k_1}{h_2 - h_1} \right)^{-1} \end{cases} \quad (3)$$

$$\text{где } h_S = \frac{\sum_{i=A_S}^{B_S} i \sum_{e=A_S}^{B_S} \frac{iT}{R_K^+ C_K^+} - N_S \sum_{i=A_S}^{B_S} i e \frac{iT}{R_K^+ C_K^+}}{N_S \sum_{i=A_S}^{B_S} (i)^2 - \left(\sum_{i=A_S}^{B_S} i \right)^2}; \quad g_S = 1 + \frac{\sum_{i=A_S}^{B_S} i \sum_{e=A_S}^{B_S} i e \frac{iT}{R_K^+ C_K^+} - \sum_{i=A_S}^{B_S} e \frac{iT}{R_K^+ C_K^+} \sum_{i=A_S}^{B_S} (i)^2}{N_S \sum_{i=A_S}^{B_S} (i)^2 - \left(\sum_{i=A_S}^{B_S} i \right)^2};$$

$$k_S = \frac{N_S \sum_{i=A_S}^{B_S} i U_H[iT] - \sum_{i=A_S}^{B_S} i \sum_{e=A_S}^{B_S} U_H[iT]}{T \left(N_S \sum_{i=A_S}^{B_S} (i)^2 - \left(\sum_{i=A_S}^{B_S} i \right)^2 \right)}; \quad b_S = \frac{\sum_{i=A_S}^{B_S} (i)^2 \sum_{e=A_S}^{B_S} U_H[iT] - \sum_{i=A_S}^{B_S} i \sum_{e=A_S}^{B_S} i U_H[iT]}{N_S \sum_{i=A_S}^{B_S} (i)^2 - \left(\sum_{i=A_S}^{B_S} i \right)^2},$$

(N_S – число измерений в S-ой части набора данных $U_H[nT]$).

Таким образом, дана постановка задачи двухкритериального метода аппроксимации опытных данных кривой, полученной при теоретическом описании исследуемого физического процесса, посредством прямых, которые ставятся в соответствие опытным данным, например, по критерию I_1 , и теоретической кривой, например, по критерию I_2 . А затем, с помощью системы вида (2) находят искомые параметры теоретически полученной кривой, теперь уже аппроксимирующей конкретный физический процесс, полученный в опыте.

Заметим, что ёмкость эквидистантного конденсатора $C_{\mathcal{E}}$, которую образует контакт кожи с емкостным электродом, можно также определить как

$$C_{\mathcal{E}} = \frac{\varepsilon_0 \varepsilon S_{\mathcal{E}}}{d},$$

где ε_0 – электрическая постоянная; ε – диэлектрическая проницаемость диэлектрической плёнки электрода; $S_{\mathcal{E}}$ – площадь пластины электрода; d – расстояние между "обкладками" конденсатора, образуемого контактом кожи с электродом. Исходя из приведенного соотношения, можно определить

необходимую толщину диэлектрика d , наносимого на контактную пластину электрода при желаемой величине ёмкости контакта "кожа – электрод C_3 ".

Поскольку значения R_K^+ и C_K^+ стоят в аргументе экспоненты, которая находится под знаком суммы, то аналитически отделить их от экспоненты не представляется возможным. Однако, предположив начальную оценку величины $C_K^+ R_K^+$, можно путём последовательных итераций, заключающихся в многократном вычислении (3), найти истинное значение $C_K^+ R_K^+$ с наперёд заданной точностью β , т. е.

$$(C_K^+ R_K^+)_{m+1} = (C_K^+ R_K^+)_{m} + \beta_m, \quad (4)$$

где m – номер шага итерации. Определив значение $R_K^+ C_K^+$, можно найти величины R_K^+ , C_K^+ , R_{TK} и C_3 . Тогда итерационный процесс определения искомых величин состоит из следующих шагов:

1. Задаёмся первой приближённой оценкой постоянной времени переходного процесса

$(C_K^+ R_K^+)_1$ и величиной точности её определения β .

2. Исходя из (3) уточняем значение постоянной времени $(C_K^+ R_K^+)_{m+1}$.

3. Проверяем соотношение (4) и если $\beta_m > \beta$, то переходим к шагу 2.

4. Согласно (3) определяем значения искомых величин R_{TK} , C_3 , C_K^+ и R_K^+ .

Аналогичным образом можно определить и величины C_K^- и R_K^- при измерении переходного процесса, возникающего на переднем фронте импульса тока отрицательной полярности при его воздействии на живую ткань. Поскольку при этом измерительная процедура длится доли секунды, то процесс измерения сопротивления живой ткани на токах разной полярности может быть организован в режиме разделения реального времени. При этом дополнительно можно находить функциональную зависимость сопротивления от величины протекающего через него тока, для чего проводить последовательно измерения полного сопротивления на токах разной амплитуды с фиксированным шагом её изменения. Такая функциональная зависимость может оказаться полезным диагностическим признаком.

Таким образом, оказывается возможным проводить исследования сопротивления живой ткани в режиме разделения времени в движении применяя ёмкостный электрод и итерационный алгоритм измерения полного сопротивления по эквивалентной схеме: "выходные каскады МКБТС – электрод – БО" основанного на анализе быстротекущего переходного процесса, вызванного воздействием импульсного стабилизированного тока разной полярности на живую ткань в БАТ.

Список литературы: 1. Кривуля Г.Ф., Липанов В.Д., Липанов А.В. Автоматизированная система контроля и реабилитации работников ж.д. транспорта на основе методов рефлексодиагностики и рефлексотерапии // Информационно – управляющие системы на железнодорожном транспорте. 1996. №5. С. 49-51. 2. Фоменко О.Н., Липанов В.Д., Ярута В.А. Универсализация измерений в режиме разделения времени биоэлектрических параметров в автоматизированных биотехнических системах // Системи обробки інформації: 36. наук. праць. Вип. 1(11). ХФВ "Транспорт України". 2001. С.73-81. 3. Инструментальные методы исследования сердечно-сосудистой системы (Справочник)/ Под. ред. Т.С. Виноградовой. М.: Медицина, 1986. 416с. 4. Табеева Д.М. Руководство по иглорефлексотерапии. М.: Медицина, 1980. 560 с. 5. Шеповников Ю.Г., Николаев Н.М. Зависимость режима измерения электропроводности биологически активных точек от характера патологического процесса // Вопр. мед. электроники: Межвуз. темат. науч. сб. Вып. II. Таганрог, ТРТИ, 1980. С.3-7. 6. Манойлов В.Е. Основы электробезопасности. Л.: Энергоатомиздат, 1991. 480с. 7. Иванов В.Г., Панков Е.Я., Вязовский В.А., Иванов С.В. Приборная реализация методов рефлексодиагностики и терапии (Накатани и Фолль). Х.: Новасофт, 1994. 160 с.

Поступила в редколлегию 30.03.2001