

**НОВЫЕ ВОЗМОЖНОСТИ СОВЕРШЕНСТВОВАНИЯ ДАТЧИКОВ И ЭЛЕКТРОННЫХ
ПРЕОБРАЗУЮЩИХ ЗВЕНЬЕВ МЕДИЦИНСКИХ ДИАГНОСТИЧЕСКИХ СИСТЕМ, РЕАЛИЗУЮЩИХ
МЕТОД Р.ФОЛЛЯ**

**NEW POSSIBILITIES OF IMPROVEMENT OF SENSORS AND ELECTRONIC SECTIONS OF MEDICAL
DIAGNOSTIC SYSTEMS AT REALIZATION OF METHOD R.FOLL**

г. Воронеж, Воронежский институт высоких технологий
g. Voronezh, Voronezh Institute of high technologies

Making the efficient medical diagnostic systems on base of method R.Foll defines the development of new efficient sensors and electronic converting sections for registration of electric resistance of skin in conditional units "conductivities". In report are considered two new variants developed measuring systems for registration of diagnostic parameters on method R.Foll at inaccuracy of measuring transformations not more than 2 %.

Создание измерительных и управляющих систем медицинского назначения является одной из актуальных задач современных научных исследований. При этом разработка эффективных диагностических систем, реализующих современные медицинские методы диагностики, к числу которых относится диагностический метод Р.Фолля, определяет задачи совершенствования датчиков и электронных преобразующих звеньев.

В настоящее время диагностический метод Р.Фолля рассматривается как один из наиболее эффективных медицинских методов экспресс-диагностики, позволяющий оценивать состояние отдельных органов и организма в целом по параметрам выбранных для диагностики точек акупунктуры, и обеспечивающий разработку современных медицинских диагностических систем.

В качестве информативных показателей при реализации диагностического метода Р.Фолля рассматривается электрокожное сопротивление, определяемое в условных единицах "проводимости", нелинейнозависящих от электро кожного сопротивления [1], и регистрируемых в определенных точках акупунктуры с помощью специальных контактных датчиков (измерительного и индифферентных электродов) при пропускании заданных значений измерительного тока. При этом для регистрации информативных параметров входные преобразующие звенья диагностических систем должны обеспечивать определение электро кожного сопротивления для заданного значения измерительного тока при нормированных условиях прижатия измерительного электрода и преобразование полученных значений в соответствии с нелинейной шкалой, определяемой эталонной кривой Вернера [2], в информативные значения параметров "проводимости". При этом "эталонная кривая" Вернера определяет зависимость измерительного тока I , протекающего в цепи подключения измерительного и индифферентного электродов, падения напряжения U между соответствующими точками подключения объекта исследований – кожного покрова, регистрируемого выходного сигнала измерительного преобразователя в условных единицах N "проводимости" от заданных значений электро кожного сопротивления R_x . Настоящие зависимости получены для первого диагностического прибора, имевшего название первоначально "Электропунктер", а затем "КиФ - Универсал - Диатерпунктер", разработанного в 1953 г. и использованного Р.Фоллем, измерительный преобразователь которого был выполнен на электронной лампе.

Для решения отмеченных задач измерительных преобразований для информационно-измерительных медицинских диагностических систем, а также специализированных автономных диагностических приборов разрабатываются специальные датчики и преобразующие звенья, в которых нелинейное преобразование электро кожного сопротивления в параметры "проводимости" обеспечивается при использовании аналоговых преобразователей, содержащих нелинейные элементы (транзисторы, диоды и микросхемы), что снижает точность преобразований, а также усложняет процесс регулировки и настройки систем.

На основе проведенных исследований авторами показана возможность и разработаны различные варианты преобразующих систем, в которых не используются нелинейные элементы [3–7].

В качестве примера рассмотрим два варианта систем канала съема информации (рис. 1, рис. 2), обеспечивающих преобразование электро кожного сопротивления R_x зоны расположения измерительного электрода Ξ_1 объекта исследований ОИ (кожного покрова) в выходной сигнал, регистрируемый регистратором P в условных единицах "проводимости". В системах используются

The diagram illustrates a control system for a three-phase motor. It features a feedback loop with several key components:

- Input and Reference:** The input is U_d , which is compared with the feedback signal $\hat{U}_a$ at a summing junction to produce the error signal $\hat{U}_e$.
- Forward Path:** The error signal $\hat{U}_e$ is processed through a series of blocks: a gain block K_1 , a resistor R_x , a gain block K_2 , a resistor R_0 , a gain block K_3 , and a gain block K_4 .
- Feedback Path:** The output U_a is fed back through a gain block K_5 and a gain block K_6 to produce the feedback signal $\hat{U}_a$.
- Intermediate Signals and Blocks:** The diagram includes several intermediate signals ($\hat{U}_1, \hat{U}_2, \hat{U}_3$) and blocks ($\hat{U}_1, \hat{U}_2, \hat{U}_3$) that represent the internal states and control signals of the system.

- 2 -

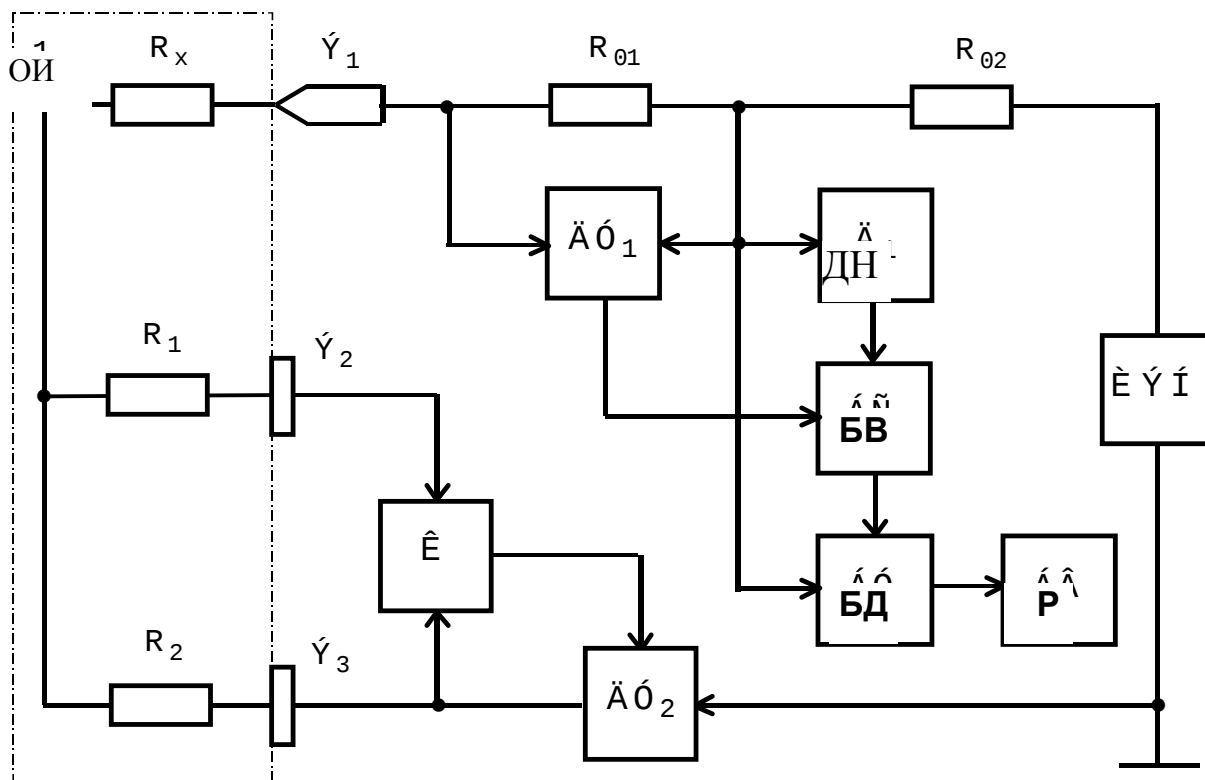


Рис. 2. Вариант системы с использованием формирующих резисторов R_{01} , R_{02} .
Variant of system with use forming resistors R_{01} , R_{02} .

Регистрация измеряемого электрокожного сопротивления R_x в условных единицах “проводимости” осуществляется регистраторами P по выходным напряжениям дифференциального усилителя $ДУ_1$ в первом и блока деления $БД$ во втором вариантах устройств. При этом в устройствах реализуется высокая степень соответствия регистрируемых параметров N “проводимости” значениям электрокожного сопротивления R_x , определяемое выражением (1) для первого варианта устройства при произвольных значениях параметров устройства и выражением (2) для второго варианта устройства при выбранных оптимальных значениях параметров:

$$N = \frac{100R(K_2 - K_3R_x)(1 + K_1K_2)}{K_2\{R_x + R[(1 + K_1(K_2 - K_3R_x))]\}}, \quad (1)$$

где K_1 , K_2 , K_3 – коэффициенты передачи дифференциального усилителя $ДУ_1$, управляемых источников напряжения и тока, соответственно; R – сопротивление резистора R_0 ,

$$N = 123,6 \frac{113,3 - 0,191R_x}{140 + R_x}. \quad (2)$$

Для подтверждения отмеченного в табл. 1, табл. 2 приведены расчетные значения параметров и их сопоставление с “эталонной кривой” Вернера для второго варианта устройства.

Таблица 1

R_x , кОм	0	12	27	45	68	95	129	178	250	380
I , мкА	11,8	11,4	10,9	10,4	9,8	9,2	8,5	7,7	6,7	5,5
I_0 , мкА	11,64	11,25	11,1	10,9	10	9,1	8,45	7,55	6,6	5,5
$\square I$, мкА	0,18	0,15	-0,18	-0,50	-0,20	0,08	0,05	0,13	0,12	-0,01
$\square I$, %	1,53	1,36	-1,58	-4,59	-2,01	0,84	0,55	1,68	1,88	-0,13

Таблица 2

R_x , кОм	0	12	27	45	68	95	129	178	250	380
N	100,0	90,2	80,0	69,9	59,6	50,0	40,7	30,8	20,8	9,7
N_0	100	90	80	70	60	50	40	30	20	10
$\square_N$	0,0	0,2	0,0	-0,1	-0,4	0,0	0,7	0,8	0,8	-0,3
$\square_N$, %	0,0	0,3	0,0	-0,1	-0,7	0,1	1,8	2,7	3,8	-3,3

Здесь же для сравнения приведены значения измерительного тока I_0 и “проводимости” N_0 , определяемые “эталонной кривой” Вернера, а также абсолютных $\square_I$, $\square_N$ и относительных $\square_{\square I}$, $\square_{\square N}$ погрешностей значений измерительного тока I и измеряемого параметра N “проводимости” для нормированных значений электрокожного сопротивления R_x .

Как видно из приведенных таблиц второй вариант устройства обеспечивает высокое соответствие значений измерительного тока I и измеряемых параметров N “проводимости” значениям I_0 , N_0 “эталонной кривой” Вернера: относительная погрешность значений измерительного тока в пределах измерительного диапазона электрокожных сопротивлений не превышает 4,5 %, а при исключении участка диапазона (при $R_{x1} = 45$ кОм) составляет не более 2 %; относительная погрешность измерения электрокожного сопротивления в условных единицах “проводимости” в пределах измерительного диапазона информативных значений не превышает 2 %.

При этом на результаты преобразований в двух вариантах устройств не оказывают влияние электрокожные сопротивления R_1 , R_2 зон расположения индифферентных электродов $\mathcal{E}_2$, $\mathcal{E}_3$.

Разработанные варианты устройств систем каналов съема информации могут быть использованы как автономно в специализированных диагностических приборах Р.Фолля, так и в измерительных диагностических системах.

ЛИТЕРАТУРА

1. Voll R. Arbeitsrichtlinien für die Elektroakupunktur. - M. L. Verlag, Hamburg, II Teil, 1963. - 102 S.
2. Вернер Ф. Основы электроакупунктуры. - М.: ИМЕДИС, 1993. - 184 с.
3. Селезнев А.Т. Электрические измерения при электропунктуре: монография. - Воронеж: Изд-во ВГПУ, 1999. - 192 с.
4. Патент России № 2173537. МПК А61В 5/05, А61Н 39/02. Устройство для измерения электрокожного сопротивления. / А.Т.Селезнев, Н.А.Селезнева, Ю.В.Юров (СССР), 2001. Бюл. № 24.
5. Патент России по заявке № 2000118353/14. МПК А61В 5/05, А61Н 39/02. Устройство для диагностики по методу Р.Фолля. / Н.М.Плахова, А.Т.Селезнев, 2000.
6. Заявка № 2001114845/14. МПК А61В 5/05, А61Н 39/02. Устройство для диагностики по методу Р.Фолля. / И.Я.Львович, А.Т.Селезнев, 2001.
7. Заявка № 2001116779/14. МПК А61В 5/05, А61Н 39/02. Способ измерения электрокожного сопротивления точек акупунктуры, устройство для осуществления способа и его варианты. / И.Я.Львович, А.Т.Селезнев, 2001.