

УДК 621.317

В.П. Куценко (д-р техн. наук, проф.)Донецкий национальный технический университет, г. Красноармейск
кафедра электронной техники
E-mail: donetsk50@mail.ru**ПОВЫШЕНИЕ ТОЧНОСТИ И БЕЗОПАСНОСТИ ЭЛЕКТРОПУНКТУРНОЙ
ДИАГНОСТИКИ СОСТОЯНИЯ ЗДОРОВЬЯ ЧЕЛОВЕКА**

Предложено для получения информации об электрокожном сопротивлении (ЭКС) человека перспективным направлением обозначить использование тепловых электрических шумов эпидермиса, дисперсия напряжения которых будет пропорциональна сопротивлению участка, с которого снимается этот шум. Однако из-за высокого сопротивления кожи вне биологически активных точек (БАТ) чувствительность существующих средств измерения ЭКС недостаточная, а повышение внешнего электрического напряжения опасно для организма человека. Поэтому следует вести поиск более безопасных, но в то же время информативных тестов, которые базируются на измерении относительных параметров эпидермиса без приложения внешнего электрического напряжения.

Ключевые слова: СВЧ-электромагнитные излучения, измерения, дифференциальные модуляционные радиометрические системы, повышения точности, разброс мощностей.

В основе любой электропунктурной диагностики лежит исследование электрокожного сопротивления (ЭКС) человека. Для проведения диагностики создается электрическая цепь, в которую включается пациент и диагностическое устройство. Результат измерения определяется за счет пропускания электрического тока через акупунктурные точки на теле человека. При этом нужно иметь в виду, что электрический рельеф кожи живых организмов довольно неравномерный, электрокожное сопротивление минимально в БАТ и меняется в широких границах в зависимости от температуры, влажности и индивидуальных особенностей организма. На результаты измерений очень влияют значения электрического тока, который протекает через БАТ от внешнего источника электрического напряжения через нелинейные свойства эпидермиса. Поэтому оценка состояния организма по абсолютным значениям ЭКС в БАТ при внешнем зондировании электрическим током не всегда объективна. Кроме того проводя таким образом даже однократный замер в единственной акупунктурной точке, уже осуществляется воздействие на энергетический меридиан и соответствующий ему орган, а неправильно выбранный токовый режим тестирования может привести к изменениям в тканях внутренних органов и биохимических реакций в организме [1 – 4].

Более информационный подход в диагностике основывается на измерении декремента (перепад сопротивлений на поверхности кожи человека между высоким сопротивлением эпидермиса на большей его части и малым сопротивлением в его аномальных зонах) ЭКС в БАТ. Данное явление характеризуется крутизной уменьшения сопротивления в БАТ относительно окружающих тканей и поэтому получаемое отношение будет однозначно определяться уровнем здоровья. Так, в мертвом организме отсутствует неравномерный резистивный рельеф кожи, т.е. декремент ЭКС, как логарифм отношения сопротивлений равняется нулю. Однако, из-за высокого сопротивления кожи вне БАТ чувствительность существующих средств измерения ЭКС недостаточная, а повышение внешнего электрического напряжения опасно для организма человека. Поэтому следует вести поиск более безопасных, но в то же время информативных тестов, которые базируются на измерении относительных параметров эпидермиса без приложения внешнего электрического напряжения [5 – 7].

В этом плане для получения информации о ЭКС перспективным направлением является использование тепловых электрических шумов эпидермиса, дисперсия напряжения которых будет пропорциональна сопротивлению участка, с которого снимается этот шум. Предыдущие попытки решить эту задачу для электропунктурной диагностики [8 – 11] не обеспечили высокой точности измерений. Это явление наблюдалось из-за нестабильности параметров преобразователя шумового тока в напряжение и неидентичности характеристик преобразователей тока и напряжения, зависимости результата измерения от температуры БАТ, а также измерения только лишь абсолютных значений ЭКС, а не декремента ЭКС возле границ точек акупунктуры. Все это подтверждает, что актуальность решения этой задачи остается.

Разработка проблемы. В основу многих методов измерений ЭКС человека положено пропускание электрического тока через акупунктурные точки. На результаты измерений очень влияют значения этого тока, который протекает через биологически активные точки (БАТ) от внешнего источника электрического напряжения через нелинейные свойства эпидермиса. Электрический рельеф кожи живых организмов довольно неравномерный, электрокожное сопротивление минимально в БАТ и меняется в широких границах в зависимости от температуры, влажности и индивидуальных особенностей организма. Поэтому оценка состояния организма по абсолютным значениям ЭКС в БАТ при внешнем зондировании электрическим током не всегда объективна. Так даже однократный замер в акупунктурной точке оказывает воздействие на энергетический меридиан и соответствующий ему орган, а неправильно выбранный токовый режим тестирования может привести к изменениям в тканях внутренних органов и биохимических реакций в организме [12 – 14].

Изучение потенциалов кожи показало их зависимость от состояния вегетативной нервной системы. Поэтому наибольшую диагностическую ценность имеют не абсолютные значения сопротивления, физиологические нормы которого значительно варьируются для разных индивидуумов, а анализ динамики кожно-гальванической реакции, или, что то же самое, относительное изменение электрокожного сопротивления.

Более точная диагностика основывается на измерении декремента ЭКС в БАТ, который характеризуется крутизной уменьшения сопротивления в этих точках относительно окружающих тканей и поэтому получаемое отношение будет однозначно определяться уровнем здоровья. Однако, из-за высокого сопротивления кожи вне БАТ чувствительность существующих средств измерения ЭКС недостаточная, а повышение внешнего электрического напряжения опасно для организма человека. Поэтому следует вести поиск более безопасных, но в то же время информативных тестов, которые базируются на измерении относительных параметров эпидермиса без приложения внешнего электрического напряжения [8].

Постановка задачи исследования. Перспективным направлением для получения информации об уровне ЭКС является использование тепловых электрических шумов участков кожи, дисперсия напряжения которых пропорциональна их сопротивлению. В основу материала положена задача создания автоматизированной измерительной системы и алгоритма обработки шумовых сигналов с повышенной точностью, что обеспечит прямое измерение декремента ЭКС без применения зондирующего тока.

Результаты разработки и исследований. Поставленная задача решается с помощью разработанной автоматизированной системы для измерения декремента ЭКС, функциональная схема которой представлена на рис. 1. В предлагаемой схеме снятие информации о тепловых шумах осуществляется с помощью измерительного E1 и базового E2 электродов с малой площадью поверхности контакта. В состав схемы автоматизированной системы измерения ЭКС входят два коммутационно-модуляционных переключателя S1 и S2, управляемых от кодоуправляющего генератора прямоугольных импульсов G1, избирательных высокочастотных усилителей A1 и A2, балансного смесителя сигналов U1, усилителя видеоимпульсов A3, фильтра Z1 нижних частот, логарифмического преобразователя U2, двух интеграторов U3 и U4, двух аналого-цифровых преобразователей (АЦП) U5 и U6,

которые соединены кодоуправляемыми линиями связи с микроЭВМ CPU и кодоуправляемым индикатором P1. Такое схемное решение позволяет поочередно снимать информацию об уровне тепловых шумов, а следовательно и ЭКС, как в самой точке акупунктуры, так и за ее пределами. Автоматизированная система для измерения декремента ЭКС работает следующим образом. Измерительный электрод E1 помещают в измеряемую БАТ на поверхности кожи человека, а базовый электрод E2 размещают вне зоны БАТ.

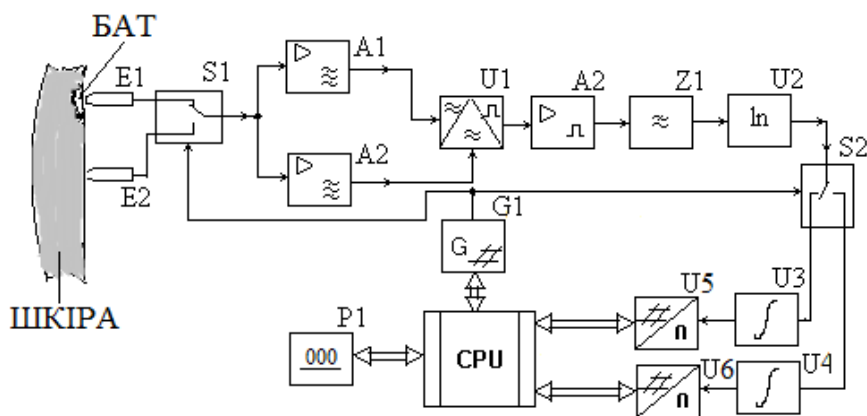


Рисунок 1 – Функциональная схема автоматизированной системы для измерения декремента ЭКС

На измерительный электрод E1 действует электрическое шумовое напряжение от тепловых флуктуаций элементарных носителей тока, наибольший вклад в которое вносит высокоомный участок электрической цепи. Согласно формуле Найквиста средний квадрат напряжения (дисперсия) теплового шума будет иметь вид:

$$\overline{U_1^2} = 4kT_1 \cdot \Delta f R_1, \quad (1)$$

где k – постоянная Больцмана; T_1 – термодинамическая температура в точке измерения электрода E1; Δf – полоса частот, в которой измеряется тепловой шум; R_1 – электрокожное сопротивление биологически активной точки.

На базовый электрод E2 действует шумовое напряжение, дисперсия которого аналогично составляет:

$$\overline{U_2^2} = 4kT_2 \cdot \Delta f R_2, \quad (2)$$

где T_2 и R_2 – соответственно температура в точке измерения электрода E2 и электрокожное сопротивление возле биологически активной точки.

Шумовые напряжения, поступающие на электроды E1 и E2, которые выступают одновременно и как приемные антенны, с дисперсиями (1) и (2) поочередно воздействуют через коммутационно-модуляционный переключатель S1 на входы избирательных высокочастотных усилителей A1 и A2. Полоса пропускания Δf усилителей A1 и A2 выбирается в области высокочастотных тепловых флуктуаций, что исключает влияние низкочастотного фликер-шума БАТ и промышленных помех.

Усиленные шумовые напряжения перемножаются в балансном смесителе сигналов U1, а полученное напряжение усиливается усилителем видеоимпульсов A2 и усредняется фильтром Z1 нижних частот. При одном положении коммутационно-модуляционного переключателя S1 на выходе фильтра Z1 нижних частот формируется напряжение:

$$U_3 = K_1^2 L_1 K_2 K_3 \bar{U}_1^2, \quad (3)$$

а при другом положении коммутационно-модуляционного переключателя S1 – напряжение:

$$U_4 = K_1^2 L_1 K_2 K_3 \bar{U}_2^2, \quad (4)$$

где K_1 – коэффициент усиления высокочастотных усилителей A1 и A2; L_1 – крутизна преобразования балансного смесителя сигналов U1; K_2 – коэффициент усиления усилителя видеоимпульсов A3; K_3 – коэффициент передачи фильтра Z1 нижних частот.

Собственные шумы двух независимых усилителей A1 и A2 между собой некоррелированы, поэтому их произведение напряжений в выражениях (3) и (4) отсутствуют, т.к. при большом усреднении стремятся к нулю.

При периодических переключениях коммутационно-модуляционного переключателя S1, эта последовательность импульсов усиливается усилителем видеоимпульсов A3 и выходное напряжение фильтра Z1 нижних частот скачкообразно изменяется от значения (3) к значению (4) и наоборот. В этой связи выходное напряжение фильтра Z1 нижних частот представляет собой последовательность прямоугольных видеоимпульсов с амплитудами (3) и (4), которые в последующем подвергаются логарифмическому преобразованию в U2. В результате логарифмического преобразования амплитуды видеоимпульсов принимают значение:

$$U_5 = L_2 \ln U_3, \quad (5)$$

$$U_6 = L_2 \ln U_4, \quad (6)$$

где L_2 – крутизна преобразования в логарифмическом преобразователе U2.

Далее импульсы с амплитудами (5) и (6) через логарифмический преобразователь U2 поступают на вход второго коммутационно-модуляционного переключателя S2, который управляется от кодоуправляемого генератора G1 синхронно с переключателем S1. В результате импульсы с амплитудой (5) поступают на интегратор U3, а соответственно импульсы с амплитудой (6) поступают на интегратор U4, которые из импульсных последовательностей (5) и (6) выделяют постоянные составляющие напряжений:

$$U_7 = K_4 U_5 = K_4 L_2 \ln U_3, \quad (7)$$

$$U_8 = K_4 U_6 = K_4 L_2 \ln U_4, \quad (8)$$

где K_4 – коэффициент передачи интеграторов U3 и U4 (подбирается при настройке равными).

В результате перемножения и усреднения шумовых напряжений образуются постоянные составляющие напряжений, значения которых пропорциональны дисперсиям измеренных шумовых напряжений. Затем при поступлении напряжения U_7 с интегратора U3 на аналого-цифровой преобразователь U5 оно преобразуется в цифровой код N_1 :

$$N_1 = U_7 / q. \quad (9)$$

Аналогичным образом при поступлении напряжения U_8 с интегратора U4 на аналого-цифровой преобразователь U6 оно так же преобразуется в цифровой код N_2 :

$$N_2 = U_8 / q. \quad (10)$$

Поступившая в микро-ЭВМ CPU разность постоянных составляющих напряжений (7) и (8), преобразованных в цифровые коды N_1 (9) и N_2 (10), в соответствии с установленной программой обрабатывается по следующему алгоритму:

$$N = N_2 - N_1 = \frac{U_8 - U_7}{q} = \frac{K_4 L_2 (\ln U_4 - \ln U_3)}{q} = \frac{K_4 L_2}{q} \ln \frac{U_4}{U_3}. \quad (11)$$

Отсюда видно, что в соответствии с разработанным алгоритмом в статье микро-ЭВМ CPU подставляет в выражение (11) значения напряжений U_4 и U_3 из (4) и (3), а так же значения дисперсий (2) и (1), получает выражение:

$$N = \frac{K_4 L_2}{q} \ln \frac{T_2 R_2}{T_1 R_1}. \quad (12)$$

Поскольку в базу данных автоматизированной системы микро-ЭВМ CPU введена начальная информация о том, что температура в зоне БАТ и температура около этой зоны практически одинаковы $T_2 = T_1$, то окончательная расчетная формула для измерения декремента электрокожного сопротивления человека будет иметь вид:

$$N = \frac{K_4 L_2}{q} \ln \frac{R_2}{R_1}. \quad (13)$$

Из выражения (13) следует, что измеренное напряжение пропорционально логарифму отношения сопротивлений вне зоны БАТ и в самой зоне БАТ и может быть выражено в логарифмических единицах. При этом результат измерения не зависит не только от температур, но и от изменения коэффициентов усиления активных элементов схемы (K_1 , K_3) и коэффициентов преобразования пассивных элементов (K_2 , L_1), а так же стабильных величин коэффициентов передачи интеграторов U_3 и U_4 и крутизны преобразования в логарифмическом преобразователе U_2 (K_4 , L_2), которые подбираются при настройке и не изменяются в процессе работы.

Выводы.

Использование в предложенной автоматизированной системе для измерения декремента ЭКС человека в диагностической практике позволяет:

- оценивать в автоматическом режиме декремент сопротивлений кожи человека в зонах, связанных с точками акупунктуры;
- использовать для получения информации о значении декремента ЭКС собственные шумовые флюктуации человека, интенсивность которых пропорциональна электрическому сопротивлению кожи и обеспечивающих полную безопасность диагностических процедур;
- повысить точность автоматизированной системы для измерения декремента ЭКС за счет собственных шумовых флюктуаций человека, для чего использовать схему сравнения с логарифматором и встроенной микроЭВМ CPU, которая исключает влияние нестабильности параметров элементов схемы сравнения и ее собственных шумов;
- обеспечить отсчет декремента ЭКС в логарифмических единицах при больших неравномерностях сопротивлений в точках акупунктуры и вне их, что существенным образом расширяет динамический диапазон сравниваемых сопротивлений и обеспечивает наглядность и сравнимость результатов диагностики.

Список использованной литературы

1. Верник, С.М. Повышение точности измерений в технике связи / С.М. Верник, Ф.В. Кушнир, В.Б. Рудницкий. – М.: Радио и связь, 1981. – 200 с.
2. Пат. 18320. Україна, МПК G01S 13/00. Спосіб вимірювання енергетичного спектра слабких радіовипромінювань / В.П. Куценко, Ю.О. Скрипник, М.Ф. Трегубов, К.Л. Шевченко, О.П. Яненко; Київський національний університет технологій та дизайну (Україна). – № u200603339; заявл. 28.03.2006; опубл. Бюл. № 11 від 15.11.2006.
3. Пат. №33011. Україна, МПК А61В 5/05, А61Н 39/00. Пристрій для вимірювання декремента електрошкірного опору/ Ю.О. Скрипник, К.Л. Шевченко, В.П. Куценко, М.Ф. Трегубов, О.Ю. Азархов; Київський національний університет технологій та дизайну (Україна). – № u200800950; заявл. 28.01.2008; опубл. Бюл. № 11 від 10.06.2008.
4. Куценко, В.П. Періодичне порівняння сигналів в НВЧ-радіометрії / В.П. Куценко. – Донецьк : ІППШ «Наука і освіта», 2012. – 300 с.
5. Крауклис, А.А., Условия возникновения и закономерности динамики кожного-гальванической реакции / А.А. Крауклис, А.А. Алдерсонс // Физиология человека, 1982. – т. 8, № 6. – С. 910 – 918.
6. Загрядский, В.А. Метрология и электробезопасность при пунктурной электродиагностике / В.А. Загрядский, В.П. Злоказов // Известия Таганрогского радиотехнического университета. – Таганрог: Изд-во ТРТУ, 1998. – С. 68 – 71.
7. Ситько, С.П. Аппаратурное обеспечение современных технологий квантовой медицины / С.П. Ситько, Ю.А. Скрипник, А.Ф. Яненко. – К.: ФАДА ЛТД, 1999. – 199 с.
8. Пат. №23045. Україна, МПК А61В 5/05. Пристрій для визначення електричного зв'язку акупунктурних точок організму/ Ю.О. Скрипник, К.Л. Шевченко, В.В. Дяченко; Київський національний університет технологій та дизайну (Україна). – № u200611241; заявл. 25.10.2006; опубл. Бюл. № 6 від 10.05.2007.
9. Куценко, В.П. Теория и методы микроволнового неразрушающего контроля материалов / В.П. Куценко. – Донецьк : ІППШ «Наука і освіта», 2014. – 368 с.
10. Гущина, К.Г. Эксплуатационные свойства материалов для одежды и методы оценки их качества: справочник / К.Г. Гущина, С.А. Беляева, Е.Я. Командрикова и [др.] – М.: Легкая и пищевая промышленность, 1984. – 312 с.
11. Пат. №9144. Україна, МПК G01R 29/08. Модуляційний гетеродинний радіометр / Ю.О. Скрипник, О.А. Ваганов; Київський національний університет технологій та дизайну (Україна). – № u200500799; заявл. 28.01.2005; опубл. Бюл. № 9 від 15.09.2005.
12. Анализаторы спектра последовательного действия. Общие технические требования и методы испытаний: ГОСТ Р 22741-98. – Действующий от 1998-02-01. – М.: Госстандарт России, 1998. – 52 с.
13. Скрипник, Ю.А. Микроволновая радиометрия физических и биологических объектов / Ю.А. Скрипник, А.Ф. Яненко и др.; под общей редакцией Ю.А. Скрипника. – Житомир: «Волянь», 2003. – 408 с.
14. Скрипник, Ю.О. Радіометричний метод оцінки комфортності текстильних матеріалів для одягу / Ю.О. Скрипник, Н.П. Супрун и др. // Вісник КНУТД. – 2008. – №5. – С. 9 – 14.

References

1. Vernik, S.M., Kushnir F.V. and Rudnickij V.B. (1981), *Povyshenie tochnosti izmerenij v tehnikе svjazi* [Improving the accuracy of measurements in communications technology], Radio i svjaz', Moscow, Russia.
2. Kucenko, V.P., Skripnik Ju.O., Tregubov M.F., Shevchenko K.L., Janenko O.P. Kyiv National University of Technologies and Design under Ministry of Education and Science of Ukraine (2006), *Sposib vimirjuvannja energetichnogo spektra slabkih radioviprominjuvan'* [Method for

- measuring power of low-power radio radiation], State Register of Patents of Ukraine, Kiev, UA, Pat. № 18320.
3. Skripnik, Ju.O. , Shevchenko K.L., Kucenko V.P., Tregubov M.F. and Azarhov O.Ju. Kyiv National University of Technologies and Design under Ministry of Education and Science of Ukraine (2008), *Pristrij dlja vimirjuvannja dekrementa elektroshkirnogo oporu* [Device for measuring decrement of electric coetaneous resistance], State Register of Patents of Ukraine, Kiev, UA, Pat. № 33011.
 4. Kucenko, V.P. (2012), *Povyshenie tochnosti izmerenij v tehnikе svjazi* [Periodic comparison of signals in the microwave radiometry], IPShI «Nauka i osvita», Donetsk, Ukraine.
 5. Krauklis, A.A. and Aldersons A.A. (1982) «Terms of occurrence and regularity of dynamics galvanic skin response», *Fiziologija cheloveka.*, vol. 8, № 6, pp. 910 – 918.
 6. Zagrijadskij, V.A. and Zlokazov V.P. (1998) «Metrology and electrical safety in electro-puncture», *Izvestija Taganrogskogo radiotekhnicheskogo universiteta.*, pp. 68 – 71.
 7. Sit'ko, S.P., Skripnik Ju.A. and Janenko A.F. (1999), *Apparaturnoe obespechenie sovremennyh tehnologij kvantovoj mediciny* [Apparatus providing modern technologies of quantum medicine], FADA LTD, Kiev, Ukraine.
 8. Skripnik, Ju.O., Shevchenko K.L. and Djachenko V.V. Kyiv National University of Technologies and Design under Ministry of Education and Science of Ukraine (2007), *Pristrij dlja viznachennja elektrichnogo zvjazku akupunktturnih tochok organizmu* [Device for assessment of electrical connection between acupuncture points of body], State Register of Patents of Ukraine, Kiev, UA, Pat. № 23045.
 9. Kucenko, V.P. (2014), *Apparaturnoe obespechenie sovremennyh tehnologij kvantovoj mediciny* [Theory and methods of radio wave nondestructive testing of materials], IPShI «Nauka i osvita», Donetsk, Ukraine.
 10. Gushhina, K.G., Beljaeva S.A., Komandrikova E.Ja. and at. (1984), *Jekspluatacionnye svojstva materialov dlja odezhdy i metody ocenki ih kachestva: spravochnik* [The performance properties of materials for garments and methods for assessing their quality: a guide], Legkaja i pishhevaja promyshlennost', Moscow, Russia.
 11. Skripnik, Ju.O. and Vaganov O.A. Kyiv National University of Technologies and Design under Ministry of Education and Science of Ukraine (2005), *Moduljacionnij geterodinnij radiometr* [Switching heterodyne radiometer], State Register of Patents of Ukraine, Kiev, UA, Pat. № 9144.
 12. Russian Federation of State Standard (1998), *22741:1998. Analizatory spektra posledovatel'nogo dejstvija. Obshhie tehniczeskie trebovanija i metody ispytanij* [22741:1998 Spectrum Analyzers sequential steps. General technical requirements and test methods], Russian Federation of State Standard, Moscow, Russia.
 13. Skripnik, Ju.A., Janenko A.F. and at. (2003), *Mikrovolnovaja radiometrija fizicheskikh i biologicheskikh ob#ektov* [Microwave radiometry of physical and biological objects], Volyn', Zhitomir, Ukraine.
 14. Skripnik, Ju.O., Suprun N.P. and at. (2008), «The method radiometric comfort evaluation of textile materials for clothing», *Visnik KNUTD.*, № 5, pp. 9 – 14.

Поступила в редакцію:
19.03.2016

Рецензент:
д-р техн. наук, проф. А.А. Зори

В.П. Куценко

ДВНЗ «Донецький національний технічний університет»

Підвищення точності та безпеки електропунктурної діагностики стану здоров'я людини. Запропоновано для здобуття інформації про електрошкірний опір (ЕКС) людини перспективним напрямом позначити використання теплових електричних шумів епідермісу, дис-

персія напруги яких буде пропорційна опорю ділянки, з якої знімається цей шум. Проте через високий опір шкіри зовні БАТ чутливість існуючих засобів виміру ЕКС недостатня, а підвищення зовнішньої електричної напруги небезпечно для організму людини. Тому слід вести пошук більш безпечних, але в той же час інформативних тестів, які базуються на вимірюванні відносних параметрів епідермісу без прикладання зовнішнього електричного напруги.

Ключові слова: НВЧ-електромагнітні випромінювання, вимірювання, диференціальні модуляційні радіометричні системи, підвищення точності, розкид потужностей.

V.P. Kutsenko

Donetsk National Technical University

Increasing the accuracy and safety of electro-diagnostics of human health

To obtain the information about the electro-skin resistance (EKS) of humans we offer the use of thermal electric noises of epidermis, the dispersion of tension of which will be proportional to the resistance of area, which this noise is taken off from. However, due to high-resistance of skin outside bioactive points (BAT) the sensitiveness of existent facilities of measuring of EKS is insufficient, and the increase of external electric tension is dangerous for the human organism. So it is necessary to search for safe and informative tests which will be based on measuring the relative parameters of epidermis without the application of external electric tension.

Keywords: *microwave electromagnetic radiation, measuring, differential modulation aerophare systems, increases of exactness, variation of powers.*



Куценко Владимир Петрович, Украина, закончил Таганрогский радиотехнический институт, Заслуженный работник промышленности Украины, д-р. техн. наук, проф., профессор кафедры электронной техники Донецкого национального технического университета (пл. Шибанкова, 2, г. Красноармейск, 85300, Украина). Основное направление научной деятельности – измерение низкоинтенсивных СВЧ-сигналов, радиометрические исследования состава и свойств объектов, метрология измерения случайных сигналов.