

1. Аронов Д.М. Лечение и профилактика атеросклероза / Д.М. Аронов. – Москва: «Триада-Х». – 2000. – 411с.
2. Encyclopedia of Analytical Chemistry: in V.2, №1 Infrared Spectroscopy in Clinical and Diagnostic Analysis / A.R. Shaw / Ed. R.A. Meyers. – Chichester: J. Wiley and Sons Ltd. , 2000–2006.– С. 7–100.
3. Ivanov A.I., Chronic liver and renal diseases differently affect structure of human serum albumin / A.I. Ivanov, E. A. Korolenko, E. V. Korolik //ABB. – 2002. – V. 408. -p. 69-75
4. Korolenko E.A., Evaluation of the binding capacity of the main transport proteins of blood plasma in liver cirrhosis by fluorescence sensing / E.A. Korolenko, E.V. Korolik, A.K. Korolik, V.V. Kirkovskiy // Journal of Applied Spectroscopy. - 2007. - №4. - p. 507–511
- 5.

УДК 615.47:616-072.7

УСТРОЙСТВО ДЛЯ КОЛИЧЕСТВЕННОЙ ОЦЕНКИ И МОНИТОРИНГА ПОТООТДЕЛИТЕЛЬНОЙ ФУНКЦИИ КОЖИ ЧЕЛОВЕКА

А.М. СТАСИШИНА¹, М.В. ДАВЫДОВ¹, С.С. СТЕБУНОВ², А.В. ВОРОБЕЙ¹

¹Белорусский государственный университет информатики и радиоэлектроники

П. Бровки, 6, Минск, 220013, Беларусь

²ГУ «Минский научно-практический центр хирургии, трансплантологии и гематологии»

Семашко, 8, Минск, 220045, Беларусь

Аннотация. Разработано техническое устройство, основанное на совместном использовании емкостного датчика и адсорбирующего элемента и реализующего количественную оценку и мониторинг процесса потоотделения человека.

Ключевые слова: аппаратно-программный комплекс, емкостной датчик, адсорбирующий элемент, потоотделение человека.

Abstract. Developed a technical device, based on the joint use of a capacitive transducer and an adsorbing element, and materializes the quantitative evaluation and monitoring of a human skin perspiration process.

Keywords: hardware-and-software system, capacitive transducer, adsorbing element, human skin perspiration.

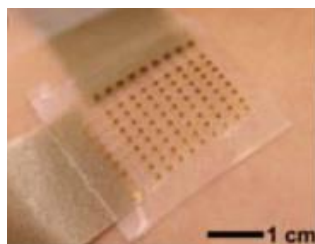
Введение

В данной работе предложен аппаратно-программный комплекс для количественной оценки и мониторинга процесса потоотделения человека на основе совместного использования емкостного датчика и адсорбирующего элемента, максимально впитывающего пот с исследуемого участка кожи человека и исключаяющего непосредственный контакт датчика с кожей.

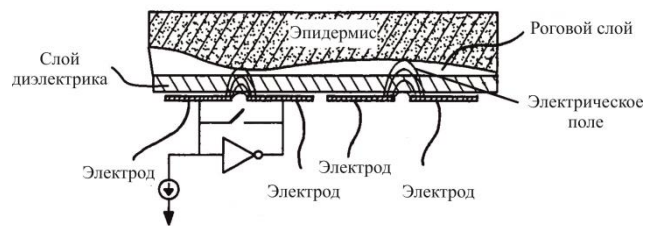
Теоретический анализ

В настоящее время существует достаточное количество технических средств для оценки влажности кожи и потоотделения человека.

Например, известен «эпидермальный» датчик гидратации кожи (рис.1, а), содержащий эластичную пленку (силикон), миниатюризированные электроды, измерительную электрическую цепь. Ультратонкая, эластичная пленка (силикон) с нанесенными на ней в матричном виде миниатюризированными, измеряющими импеданс электродами, позволяет получать изображение (пространственное мультиплексированное картирование), иллюстрирующее степень гидратации исследуемого участка кожи человека. Структура известного датчика по своим физическим и механическим свойствам соответствует коже человека (эпидермису). Непосредственный контакт датчика с кожей осуществляется за счет сил Ван-дер-Ваальса (без применения давления на кожу), что обеспечивает высокую точность и достоверность результатов экспериментов [1].



а



б

Рис.1. «Эпидермальный» датчик гидратации кожи (а) и устройство для оценки гидратации кожи (б)

Известный датчик обладает следующими недостатками. Во-первых, невозможность использования данного датчика при длительном контроле потоотделительного процесса кожи чело-

века, что связано с уменьшением измеряемого значения импеданса исследуемого участка кожи с течением времени в результате накопления водяного пара под датчиком при трансэпидермальной потере воды. Во-вторых, зависимость результатов измерений от анатомо-физиологических особенностей строения кожи человека, таких как электролитный и биохимический состав межклеточной и внутриклеточной жидкостей, толщина рогового слоя эпидермиса, сеть капилляров в дерме и их кровенаполнение, распределение активных точек кожи, функциональное состояние центральной нервной системы, которое, в свою очередь, определяется эмоциональным состоянием человека.

Известно устройство для оценки гидратации кожи (рис. 1, б), содержащее датчик, микрокомпьютер, блок обработки данных. Датчик представляет собой множество емкостных микросенсоров, изолированных от кожи слоем диэлектрика. Каждый микросенсор (электрод прямоугольной формы) датчика передает информацию на микрокомпьютер, где она трансформируется в оттенки серого от 0 (черный цвет) до 255 (белый цвет). В целом они образуют изображение, отражающее текстуру кожи и уровень ее увлажненности. Чем темнее изображение, тем влажность кожи выше. Реализуемый в данном устройстве емкостный метод, основанный на измерении электрической емкости кожных покровов, обладает рядом преимуществ по сравнению с описанной в первом устройстве импедансометрией: обеспечивает отсутствие гальванического тока и поляризационных эффектов, независимость результатов измерений от составных компонентов кожи [2]. Недостатком известного устройства является отсутствие возможности накопления выделяемого человеком пота в течение определенного времени, что связано с испарением и растеканием пота по прилегающей к датчику поверхности кожи, что, как следствие, не позволяет проводить мониторинг процесса потоотделения человека.

Наиболее близким к предлагаемой полезной модели является датчик пота (рис 2), предназначенный для определения концентрации ионов хлора и натрия в поте человека и содержащий блок регистрации пота, блок преобразования информации, блок передачи данных, блок приема данных, устройство управления, устройство ввода данных, устройство отображения информации. Блок регистрации пота реализован на основе пористой клейкой ленты с нанесенной микрожидкостной бумагой и защитной тканью сверху. Пористая клейкая лента непосредственно контактирует с кожей человека и имеет пропускающую способность только для ионов натрия и хлора. Для быстрого сбора пота используется микрожидкостная бумага, которая направляет пот от датчика к верхней защитной ткани, содержащей супервпитывающий гидрогель. Расположенные на поверхности пористой клейкой ленты блок преобразования информации (чип с гибкой электрической схемой, реализующие преобразование информации из аналоговой в цифровую форму) и блок передачи данных (антенна) считывают полученную информацию о концентрации ионов и передают ее на смартфон, реализующий функции блоков приема данных, отображения информации, управления и ввода данных [3]. Недостатком известного датчика является отсутствие функции количественной оценки потоотделительного процесса человека. Таким образом, все вышеуказанные технические средства не позволяют осуществлять точный контроль выделяемого пота в течение определенного промежутка времени, что является необходимым для количественной оценки и мониторинга интенсивности потоотделения человека.

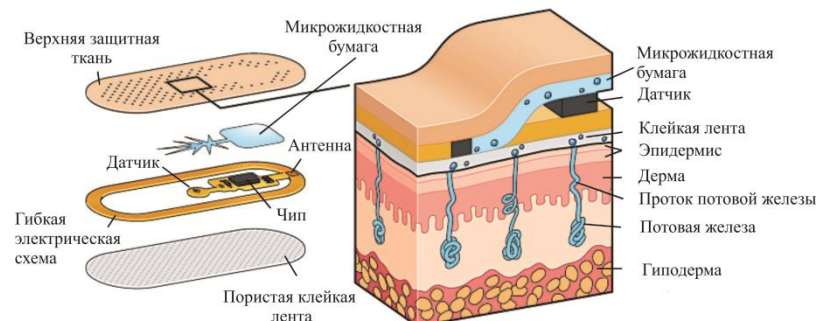


Рис. 2. Схематичное представление принципа работы датчика пота, измеряющего концентрацию ионов хлора и натрия

Разработка устройства для количественной оценки и мониторинга процесса потоотделения человека на основе емкостного датчика и адсорбирующего элемента

Устройство для количественной оценки и мониторинга процесса потоотделения человека работает следующим образом (рис. 3, а) [4].

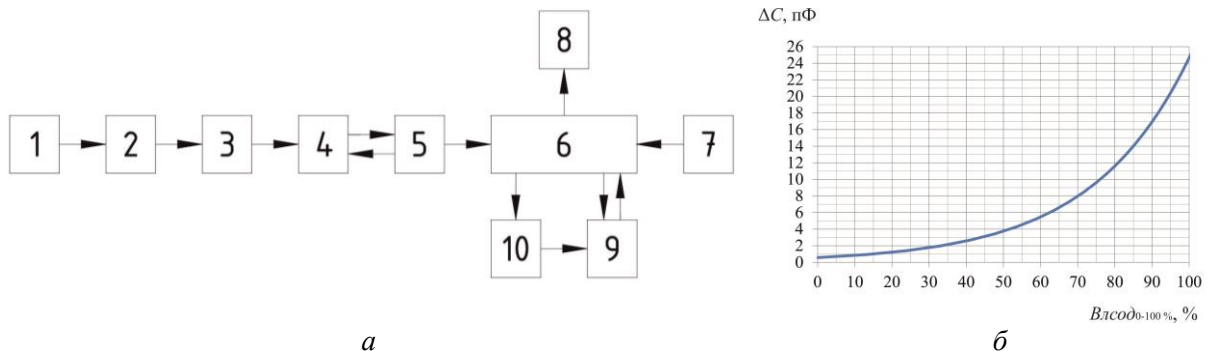


Рис. 3. Структурная схема устройства (а) и градуировочный график зависимости абсолютного приращения электрической емкости датчика от показателя влагосодержания адсорбирующего элемента (б)

Пользователь (врач) посредством устройства ввода данных 7 задает параметры системы «емкостный датчик + адсорбирующий элемент», например, относительную диэлектрическую проницаемость и удельную проводимость датчика и адсорбирующего элемента, конструкцию датчика, толщину диэлектрического покрытия датчика и др.

Далее в блоке моделирования параметров системы «емкостный датчик + адсорбирующий элемент» 10 осуществляется численное моделирование распределения электрических полей в системе «емкостный датчик + адсорбирующий элемент», на основании чего в блоке расчета влагосодержания адсорбирующего элемента 9 производится построение градуировочного графика зависимости абсолютного приращения электрической емкости ΔC от показателя влагосодержания адсорбирующего элемента $Влсод_{0-100\%}$ (рис. 3, б). Градуировочный график зависимости абсолютного приращения электрической емкости ΔC от показателя влагосодержания адсорбирующего элемента $Влсод_{0-100\%}$ можно сохранять в устройстве управления 6 и использовать впоследствии без повторного запуска блока моделирования параметров системы «емкостный датчик + адсорбирующий элемент» 10, если параметры системы «емкостный датчик + адсорбирующий элемент» не изменились при последующих измерениях.

После того, как проведено моделирование параметров системы «емкостный датчик + адсорбирующий элемент» и построен градуировочный график зависимости абсолютного приращения электрической емкости ΔC от показателя влагосодержания адсорбирующего элемента $Влсод_{0-100\%}$, производится выбор временного интервала T , в течение которого адсорбирующий элемент будет накапливать выделяемый человеком пот, а также выбор шага Δt , в соответствии с которым будут выполняться измерения потоотделения человека. С помощью управления параметром T реализуется режим экспресс-оценки (при этом $T = \Delta t$) или режим мониторинга потоотделительного процесса в течение длительного времени ($T > \Delta t$).

Далее происходит измерение электрической емкости сухого адсорбирующего элемента C_0 в блоке регистрации электрической емкости 2 с последующей оцифровкой данного сигнала с помощью аналогово-цифрового преобразователя 3. Сигнал с выхода аналогово-цифрового преобразователя 3 посредством блока передачи данных 4 и блока приема данных 5 поступает и сохраняется в устройстве управления 6. После этого осуществляется накопление адсорбирующим элементом выделяемого человеком пота в течение заданного шага Δt . По истечении заданного шага Δt производится измерение электрической емкости пропитанного адсорбирующего элемента C_i , где $i = \Delta t, 2\Delta t, 3\Delta t \dots T$, в блоке регистрации электрической емкости 2 и преобразование данного сигнала с помощью аналогово-цифрового преобразователя 3 с последующей передачей посредством блока передачи данных 4 и блока приема данных 5 в устройство управления 6. В устройстве управления 6 по зарегистрированным значениям электрической емкости сухого и

пропитанного адсорбирующего элемента осуществляется расчет абсолютного приращения электрической емкости в соответствии с формулой:

$$\Delta C_i = C_i - C_0,$$

где ΔC_i – абсолютное приращение электрической емкости, C_i – электрическая емкость пропитанного адсорбирующего элемента, C_0 – электрическая емкость сухого адсорбирующего элемента.

Рассчитанное значение ΔC_i передается в блок расчета влагосодержания адсорбирующего элемента 9, где в соответствии с градуировочным графиком зависимости абсолютного приращения электрической емкости от показателя влагосодержания адсорбирующего элемента (рис. 4) на основании рассчитанного значения ΔC_i определяется показатель влагосодержания адсорбирующего элемента $Влсод_{0-100\%,i}$. Далее полученное значение $Влсод_{0-100\%,i}$ выводится на устройство отображения информации 8. В дальнейшем производится реализация цикла измерения потоотделения человека по вышепредставленной схеме $n = \frac{T}{\Delta t}$ раз.

При экспресс-оценке потоотделительного процесса человека на устройство отображения информации 8 выводится одномоментное значение показателя влагосодержания адсорбирующего элемента $Влсод_{0-100\%}$, зафиксированное через время Δt . Мониторинг количества выделенного человеком пота осуществляется на основании изменения показателя влагосодержания адсорбирующего элемента в течение заданного промежутка времени T . Полученные данные выводятся на устройство отображения информации 8 в реальном режиме времени, тем самым обеспечивая возможность графической визуализации изменения процесса потоотделения человека. В случае насыщения адсорбирующего элемента потом раньше, чем истечет время мониторинга потоотделения T , на блок отображения информации 8 устройством управления 6 выдается сообщение о насыщении адсорбирующего элемента и необходимости его замены.

Заключение

Разработанное устройство для количественной оценки и мониторинга процесса потоотделения человека на основе емкостного датчика и адсорбирующего элемента может быть использовано в диагностике гипергидроза (повышенное патологическое потоотделение человека), а также для экспресс-оценки и мониторинга потоотделительной функции кожи человека.

Список литературы

1. Epidermal impedance sensing sheets for precision hydration assessment and spatial mapping / X. Huang [et al.] // IEEE transactions on biomedical engineering, Vol. 60 (10). 2013. P. 2849–2857.
2. Apparatus and method to evaluate hydration of the skin or the mucous membranes : pat. US20040171962, USA / J.L. Leveque, B. Querleux, F. Giron ; publ. date: 02.09.2009.
3. Sweat sensors will change how wearables track your health [Electronic resource]. URL: <http://spectrum.ieee.org/biomedical/diagnostics> (date of access: 15.10.2018).
4. Устройство для количественной оценки и мониторинга процесса потоотделения человека : пат. 11563 Респ. Беларусь, МПК А61В5/00 / А.М. Сташишина [и др.]. – № и 20170184; заявл. 11.05.17. опубл. 30.10.17.