

МИКРОВОЛНОВЫЕ МЕТОДЫ И ТЕХНОЛОГИИ ДЛЯ МОНИТОРИНГА ЭЛЕКТРИЧЕСКОЙ АКТИВНОСТИ КОЖИ

А.А. Скуридин, А.А. Елизаров, Э.А. Закирова, И.В. Назаров, А.Д. Касаткин
Национальный исследовательский университет "Высшая школа экономики",
Москва

MICROWAVE METHODS AND TECHNOLOGIES FOR MONITORING ELECTRICAL ACTIVITY OF THE SKIN

A.A. Skuridin, A.A. Yelizarov, E.A. Zakirova, I.V. Nazarov, A.D. Kasatkin
National Research University Higher School of Economics, Moscow, Russia

Реферат

Проведен анализ существующих решений по измерению электрической активности кожи с помощью традиционных методов, включающих в себя применение датчиков на постоянном токе, а также предложены новые перспективные решения, связанные с использованием чувствительных элементов на основе замедляющих систем и метаматериалов.

Рассмотрены вопросы практической реализации электродов, в частности материалы и топологии, обеспечивающие механическую прочность и эргономичность элементов нательных устройств.

Показано, что применение микроволновых датчиков позволяет повысить чувствительность устройства по сравнению с существующими аналогами на постоянном токе, а также, что они обладают требуемыми механическими свойствами, позволяющими им быть устойчивыми к деформациям.

Ключевые слова: электропроводность кожи, микроволновые датчики, замедляющие системы, метаматериалы, чувствительные элементы, биосенсоры

Abstract

The paper presents the analysis of the existing solutions for measuring the electrical activity of the skin using traditional methods, which include the use of direct current sensors, and also proposes new promising solutions related to the use of sensing elements based on slow wave systems.

The questions of practical realization of electrodes, in particular materials and topologies providing mechanical strength and ergonomics of elements of wearable devices are considered.

It is shown that the use of microwave sensors allows to increase the sensitivity of the device in comparison with the existing analogs on direct current, and also possess the desired mechanical properties, allowing them to be resistant to deformations.

Key words: skin conductivity, microwave sensors, slow wave systems, metamaterials, sensing elements, biosensors

E-mail: askuridin@hse.ru

<https://doi.org/10.52775/1810-200X-2024-101-1-53-62>

Введение

Электрическая активность кожи (ЭАК) – общий термин, обозначающий изменения в электрических свойствах кожи. Данные свой-

ства, как правило, описываются через электрическую проводимость кожи. Её можно легко измерить, приложив постоянный потенциал 0,5 В к двум контактным точкам на коже,

обычно на поверхности кистей рук или, точнее, пальцев, где сосредоточено большое количество потовых желез [1, 2].

Когда судомоторные нервы стимулируют выделение пота, проводимость, измеряемая на поверхности кожи, изменяется в результате секреции пота и изменения ионной проницаемости мембран потовых желез [3–5].

ЭАК используется в самых разных экспериментальных установках, поскольку это относительно простой показатель, дающий ценную информацию о реакции вегетативной нервной системы на широкий спектр внешних стимулов. В частности, анализ проводимости кожи широко используется для количественной оценки уровня возбуждения, связанного с эмоциональными и когнитивными процессами [6–8].

Анатомия кожи

Основная роль кожи заключается в защите организма от таких факторов внешней среды, как температура, химические, механические и инфекционные агенты. Она выступает в качестве селективного барьера и обеспечивает сенсорные функции благодаря механорецепторам, ноцицепторам и терморорецепторам. Как селективный барьер кожа выполняет ещё одну важную функцию: регулирует потоотделение, предотвращая высыхание организма и контролируя выделение жидкости благодаря потовым железам. Кожа не является единым образованием, в ней можно выделить несколько слоев. Все эти слои имеют различные свойства в зависимости от участков тела, но обобщённо могут быть представлены как многослойный диэлектрик [9].

Места измерения ЭАК

Традиционно ЭАК измеряется на ладони и пальцах неосновной руки (рис. 1). В работе [10] было проведено сравнение данных ЭАК, снимаемых на 16 различных участках тела с использованием традиционных устройств, причём данные, получаемые на фалангах пальцев, были приняты за стандарт. В результате было выявлено, что такому стандарту наиболее соответствуют данные, полученные при измерении на подошвах ног. В противоположность этому, данные, снятые со спины и подмышек, показали наибольшее отличие. В то же время, в

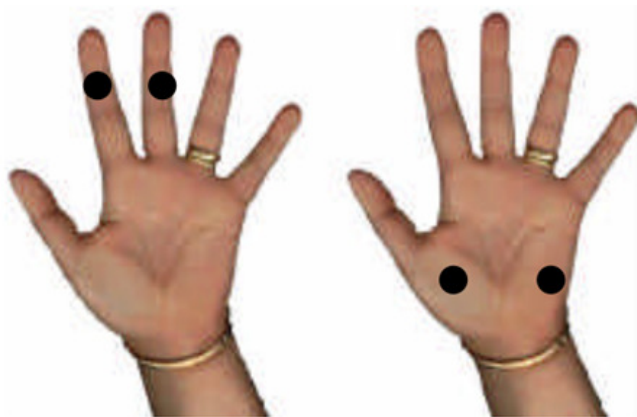


Рис. 1. Традиционные места крепления электродов при измерении ЭАК [12]

работе [11] было показано, что снятие данных при помощи носимого устройства, закреплённого на запястье, является достойной альтернативой классическим решениям с измерением на фалангах.

Стоит отметить, что как ладони, так и ступни в наибольшей степени подвержены различного рода воздействиям, в результате которых кожа на них испытывает деформацию различного характера (растяжение, сжатие, скручивание и т.д.), что накладывает определённые ограничения на электроды и чувствительные элементы (ЧЭ), используемые для снятия показаний.

Вопросы топологии

Для преодоления трудностей измерений, связанных с деформациями участка кожи, на котором располагается ЧЭ, используется несколько подходов. В ряде случаев применяется волнистая топология, изготавливаемая с помощью традиционной литографии с последующим приклеиванием проводящих нанолент к предварительно деформированной эластомерной подложке. Снятие предварительной деформации приводит к появлению периодических волнистых структур как на лентах, так и на подложке [13].

Ещё одним из распространённых типов топологии, применяемых в нательных устройствах, является планарная островно-мостовая конфигурация. В ней полимерные или металлические конструкции проводников обычно реализуются в виде фракталов или меандров, расположенных на эластичной подложке. По

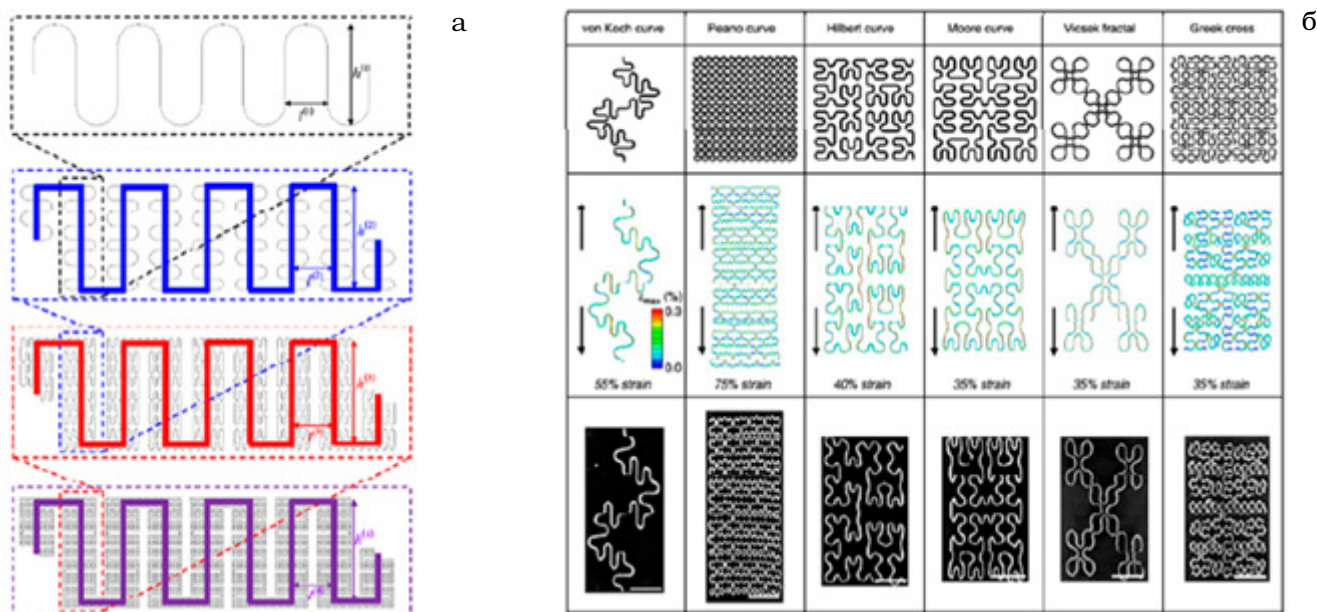


Рис. 2. Меандровые и фрактальные структуры, используемые как соединители в островно-мостовых топологиях [13]: а – самоподобный меандр [17], б – планарные фрактальные конфигурации [18]

сравнению с структурами на волнистых подложках, такие планарные меандровые или фрактальные конструкции эффективно воспринимают гораздо большие приложенные деформации за счет внутриплоскостной деформации структуры без необходимости предварительной деформации подложки и устраняют проблему хрупких пространственно-складчатых структур, которые могут быть легко разрушены под влиянием внешних воздействий.

Однако проектирование меандровых соединений до сих пор носит в основном эмпирический характер, разработано лишь несколько теоретических моделей для анализа деформации и растяжимости змеевидной геометрии. Например, в [14] сформулирована аналитическая модель внутриплоскостных меандровых соединений, основанная на теории конечных деформаций.

Дальнейшее развитие подобной топологии представляет собой фрактальный вариант, формируемый путем пошаговых итераций базовых элементов формы. На основе данной топологии уже были созданы некоторые сенсоры [15, 16]. Переход от базового меандра к самоподобному представлен на рис. 2а, а на рис. 2б показаны фракталы при разном растяжении.

Вопрос материалов

Среди металлов, используемых в кожных сенсорах и ЧЭ, преобладают Au, Cu, Al, Cr, Ti и Pt, которые применяются для изготовления проводящих соединений, электродов, контактных площадок и других компонентов схем. Толщина этих металлов обычно составляет от десятков нанометров до нескольких микрометров, и они наносятся на подложки методами физического осаждения, электрохимического осаждения и прямой печати. Многие из этих металлов пластичны, их деформация при разрушении составляет менее 1 %. Однако растяжимость металлических тонких пленок может достигать более 100 % при создании специальных форматов, таких как самоподобный меандр [19], фрактал [20], спираль [21].

Примеры устройств для измерения ЭАК

До сих пор практически исключительное использование методов постоянного тока для регистрации ЭАК не создавало условий для развития методов регистрации переменного тока, поэтому практически вся совокупность дистанционных и носимых устройств основана на постоянном токе [9].

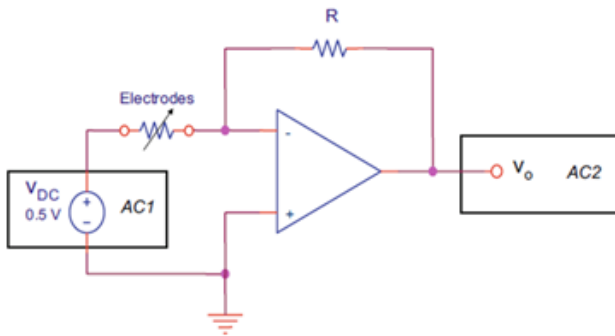


Рис. 3. Упрощённая схема цепи постоянного тока для снятия показаний ЭАК [9]

Наиболее простая схема для снятия показаний ЭАК показана на рис. 3. С её помощью создаётся слабое напряжение в 0,5 В, а возникающий ток с помощью операционного усилителя преобразуется в напряжение, которое является отрицательным и пропорциональным кожной проводимости. Это выходное напряжение усиливается и инвертируется с помощью другой схемы и затем обычно подключается к аналого-цифровому преобразователю.

В настоящее время устройства для регистрации ЭАК часто реализуются в виде удобных для ношения перчаток и иных носимых решений, в том числе полностью портативных и автономных.

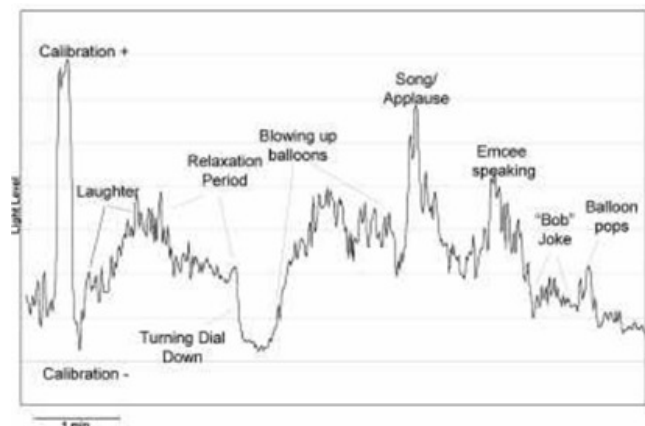
Примером такого решения является устройство под названием Galvactivator [12]. Аппаратная часть Galvactivator состоит из небольшой печатной платы с аналоговой схемой, которая усиливает сигнал электропроводности кожи и передает его на сверхъяркий светодиод. В качестве электродов используются стандарт-

ные никелированные защелки для одежды. Питание схемы осуществляется от двух литий-ионных батарей напряжением 3 В. Плата и электроды помещены в неопреновую перчатку, которая надевается на руку и фиксируется ремешком с липучкой. При необходимости плату можно легко извлечь для замены батарей. На задней стороне перчатки расположен потенциометр, а также окно из ПВХ в форме звезды, которое служит для рассеивания направленного луча светодиода. Galvactivator можно подключить к компьютеру, однако прежде всего он был разработан для ношения без подключения к другим устройствам. Яркость светодиода служит маркером, по которому осуществлялась оценка уровня возбуждения аудитории во время публичного выступления (рис. 4) и реакции на различные стимулы, имевшие место во время выступления.

Однако данное устройство пригодно лишь для общей оценки уровня возбуждения и не годится для применения в медицинских целях. Для того, чтобы различать аффективные состояния, была разработана система оценки ЭАК на основе тканевой перчатки, с интегрированными текстильными электродами, расположенными на кончиках пальцев [22]. В данной работе представлен прототип системы, состоящий из тканевой перчатки, текстильной основой которой является лайкра, со встроенными текстильными электродами [23, 24], расположенными на кончиках пальцев, и специализированной электронной платы, включающей аналоговый блок, цифровой блок и модуль беспроводной связи в реальном времени для передачи данных на удаленный персональный компьютер (рис. 5а). При разработке авторы



а



б

Рис. 4. а – Galvactivator, б – уровень яркости датчиков слушателей во время выступления

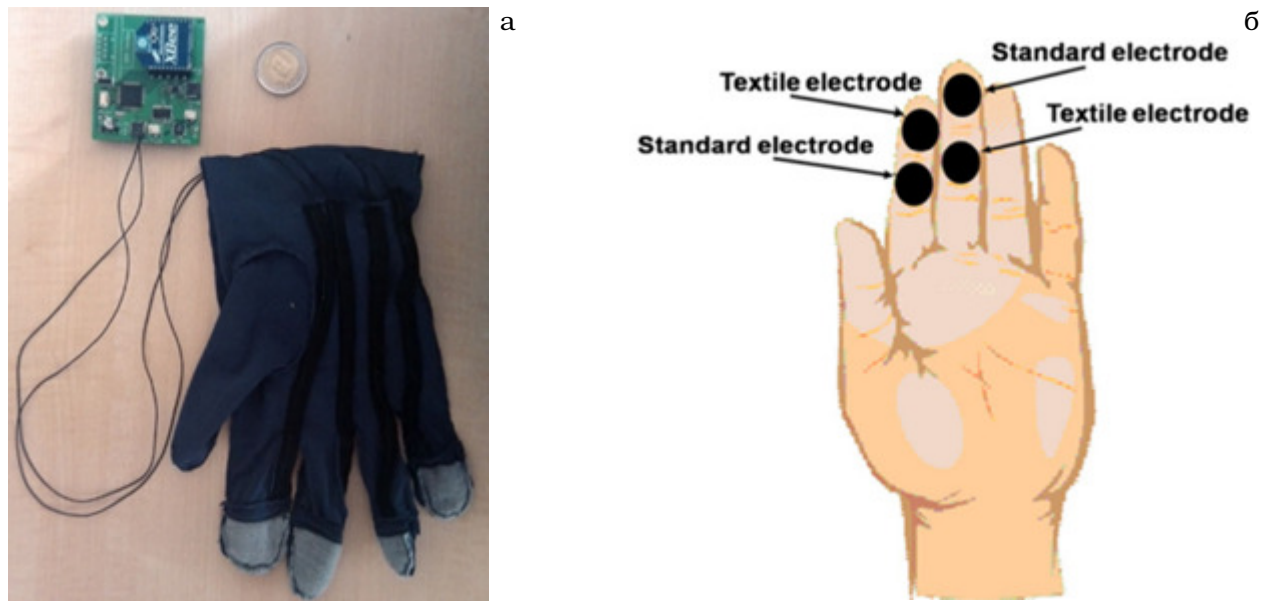


Рис. 5. а – общий вид устройства, б – места крепления текстильных и стандартных электродов [22]

ориентировались на рекомендации, приведенные в [25]. Аналоговый блок состоит из источника постоянного напряжения, моста Витстоуна и набора фильтров и усилителей.

В работе [26] анализировался 41 стандартный признак и 12 признаков, полученных нелинейными методами. В литературе встречаются различные определения частотных диапазонов тонических и фазовых компонентов. Хотя общепринято, что тоническая составляющая – это фоновый уровень, изменяющийся очень медленно, а фазовая составляющая меняется в зависимости от внешнего стимула, верхняя частота отсечки тонической составляющей является спорным вопросом. В работе авторы использовали предложенное в [27] разделение частотных полос, и сигнал анализировался в диапазонах 0–0,05 Гц, 0,05–1 Гц и 1–2 Гц.

Ценность работы [22] заключается в проверке пригодности текстильных электродов для получения ЭАК. Разработанный и реализованный протокол сбора данных, в котором сигналы с текстильных и стандартных электродов снимались одновременно, показал, что текстильные электроды могут использоваться наравне со стандартными без потери информации.

Альтернативное решение, основанное на использовании стандартных электродов и разработанное с целью снижения уровня шума и энергопотребления, представлено в [28]. Для

преобразования частотных сдвигов, обусловленных изменением сопротивления кожи, в колебания напряжения используется схема преобразователя частоты в напряжение с регулируемой чувствительностью. Схема считывания на КМОП позволяет повысить точность измерений и исключить артефакты при измерении гальванического отклика кожи и может быть интегрирована в носимые системы физиологического мониторинга.

Вызовы

Возросшие требования к точности измерений, а также появление новых методов диагностики привели к тому, что возникла потребность в новых, улучшенных ЧЭ, пригодных для применения в составе кожных сенсоров. В настоящее время всё более широкое распространение, в том числе и в медицине, получают микроволновые сенсоры, на основе которых проектируются в том числе и нательные носимые устройства. Подобные сенсоры обладают широким функционалом и способностью измерять различные параметры, в том числе одновременно, что делает их потенциально более перспективными для использования в том числе и для исследования ЭАК, нежели классические решения, описанные выше.

В связи с особенностями применения и вызовами, также рассмотренными выше, осо-

бое внимание привлекают замедляющие системы (ЗС) и метаматериалы, которые можно использовать в качестве потенциальной базы для создания перспективных микроволновых ЧЭ для биосенсоров. Их периодическая распределённая структура хорошо подходит для размещения на коже, а в ряде случаев она топологически совпадает с теми структурами, что выше были определены как перспективные к использованию.

Преимущества использования микроволновых методов

Главным достоинством чувствительного элемента на основе замедляющей структуры является высокая концентрация электромагнитного поля в продольном направлении, что приводит к увеличению чувствительности. Замедление ЭМ волны также позволяет использовать элементы меньших габаритов и работать на более низких частотах, которые более удобны для перевода в информационный сигнал. При этом сохраняется преимущество высокой чувствительности и быстрого отклика.

Если замедление волны достаточно велико, энергия электрического поля сосредоточена в основном в Е-моду, а магнитного – в Н-моду. Поскольку параметры испытуемого объекта (проводимость, диэлектрическая и магнитная проницаемости) оказывают различное воздействие на Е-моду и Н-моду, то появляется возможность независимого измерения указанных величин. Концентрация Е-компоненты в области измерения увеличивает чувствительность при малых значениях проводимости и диэлектрической проницаемости, а концентрация Н-компоненты увеличивает чувствительность при больших значениях проводимости и диэлектрической проницаемости.

Ещё одним преимуществом, которым обладают некоторые конфигурации ЗС, является возможность перераспределения ЭМ поля вблизи поверхности ЗС, что позволяет, используя вышеописанные особенности, адаптировать ЧЭ к измеряемым значениям.

Так, ЗС типа “связанные спирали” может возбуждаться синфазно и противофазно, причём в первом случае электрическое поле концентрируется снаружи спиралей, а магнитное – между ними, а во втором случае – наоборот [29].

Спиральные ЗС

Обобщённая схема ЗС спирального типа с экраном приведена на рис. 6. Спиральный проводник имеет шаг $p(r)$ и размещён на верхней стороне диэлектрической подложки с проницаемостью ε и толщиной b . На нижней стороне подложки находится сплошной слой металлизации.

С учётом малости периода структуры по сравнению с длиной замедленной волны, возможна замена рассматриваемого ЧЭ моделью эквивалентной трёхпроводной линии передачи. Такая замена делает возможным раздел прилегающего к импедансному проводнику пространства на две области, верхняя из которых характеризуется ёмкостью C_1 , а нижняя – C_2 . Соответствующие величины, а также индуктивность L могут быть тогда выражены следующими формулами:

$$C_1 = 2\pi\varepsilon_0\varepsilon\gamma\gamma \coth \gamma b, \quad (1)$$

$$C_2 = 2\pi\varepsilon_0\gamma\gamma, \quad (2)$$

$$L = \mu_0(2\pi r / (\gamma p^2(1 + \coth \gamma b))), \quad (3)$$

где $\gamma = \omega\sqrt{LC_0}$, и где L и C – погонные параметры. Также учтём, что данные выражения справедливы при достаточно большом замедлении волны. Отсюда можно получить дисперсионное уравнение:

$$\gamma^2/k^2 = ((1 + \varepsilon \coth \gamma b) / (1 + \coth \gamma b)) \tan^2 \Phi, \quad (4)$$

где Φ – угол между направлением проводимости и радиусом.

Значительное увеличение чувствительности и увеличение замедления может быть достигнуто за счет применения двух радиальных спиралей с противоположными направлениями

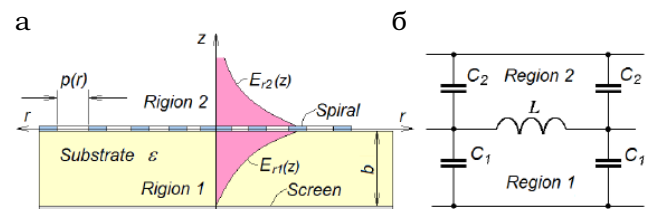


Рис. 6. а – модель радиально-спиральной ЗС: $p(r)$ – период (шаг), $E_{r1}(z)$ и $E_{r2}(z)$ – радиальные компоненты напряженности электрического поля; б – трёхпроводная линия передачи [29]

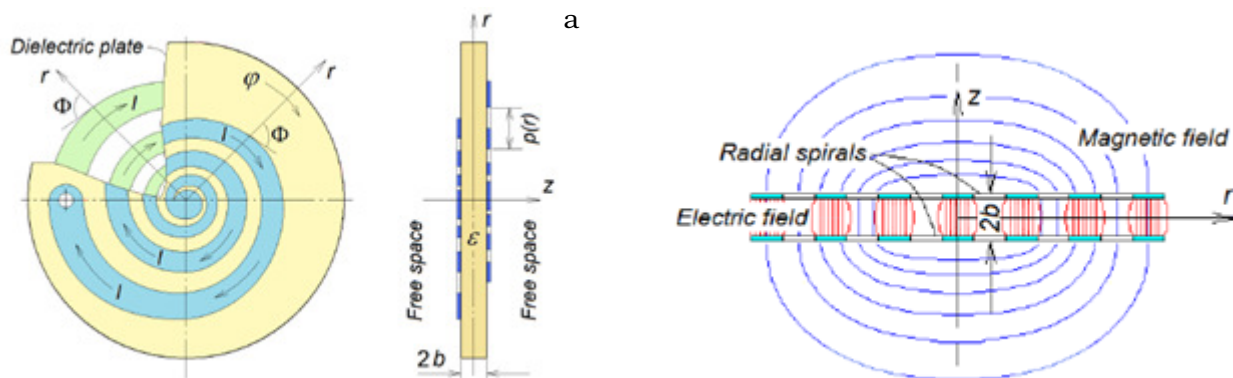


Рис. 7. а – связанные спирали, расположенные на двух сторонах подложки; б – распределение электрического и магнитного поля в ближней зоне ЗС в противофазном режиме [29]

ми намотки (рис. 7). Спираль разделена тонкой диэлектрической пластиной толщиной $2b$ с относительной диэлектрической проницаемостью ϵ .

С учётом некоторых приближений эквивалентные параметры такой системы могут быть сведены к двум выражениям:

$$C_0 \approx 2\pi\epsilon_0\epsilon r/b, \tag{5}$$

$$L \approx 2\pi\mu_0 r/\gamma p^2. \tag{6}$$

Тогда дисперсионное выражение примет вид:

$$\gamma^3/k^3 \approx (\epsilon/kb)\tan^2\Phi. \tag{7}$$

Основными информативными параметрами связанных спиралей, которые зависят от наблюдаемых величин, являются замедление и затухание. Первое может быть преобразовано в резонансную частоту или фазовую задержку, а второе может быть преобразовано в амплитуду распространяющейся волны. В результате сопоставления можно получить характеристику связи частоты и поверхностного сопротивления (соответственно, поверхностной проводимости), как показано на рис. 8.

Одновременное измерение двух параметров кожи чувствительным элементом на метаматериале

Для нательных и носимых актуальной является задача разработки методов и средств проведения одновременных измерений нескольких параметров. В отличие от устройств

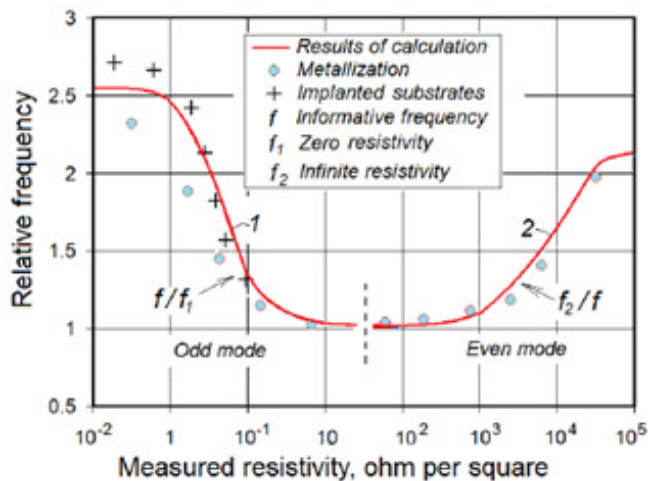


Рис. 8. Рассчитанная (сплошная линия) и измеренная (точки) относительная частота в зависимости от поверхностного сопротивления [29]

на постоянном токе, подобные методы возможно реализовать в случае использования микроволновых ЧЭ.

В работе [30] предлагается метод одновременного измерения как проводимости испытуемого образца, так и его показателя преломления. В качестве чувствительного элемента использовалась метаструктура, элементарная ячейка которой представляет собой квадратный патч-резонатор, свойства которого не зависят от поляризации падающей ЭМ волны, а добротность высока (рис. 9).

Совокупность элементарных ячеек образует собой частотно-селективную поверхность

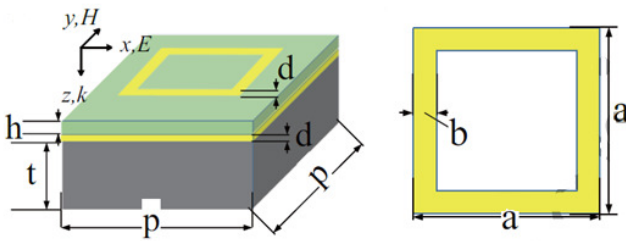


Рис. 9. Элементарная ячейка метаматериала из [30]. Геометрические размеры: $p=120$ мкм, $d=200$ нм, $h=8,3$ мкм, $a=65$ мкм, $b=5$ мкм

терагерцового диапазона. В зависимости от свойств среды, помещённой в ближнюю зону такой поверхности, её резонансная частота и величина амплитуды коэффициента отражения меняются (рис. 10).

Результаты моделирования позволили выявить три особенности: 1) при фиксированной проводимости 3 См/м резонанс смещается в сторону более низких частот с увеличением показателя преломления. Равенство шага отсчётов указывает на линейный характер зависимости; 2) амплитуда коэффициента отражения увеличивается с увеличением показателя преломления; 3) при фиксированном значении показателя преломления и изменении проводимости амплитуда коэффициента отражения также меняется, при этом частота резонанса сохраняется, что указывает на её независимость от проводимости.

По результатам дальнейшего анализа авторами было предложено два выражения для резонансной частоты FS и амплитуды коэффициента отражения AM , по которым возможно проведение измерений с использованием вышеописанной структуры ЧЭ:

$$FS = 15,88156n - 16,07642, \quad (8)$$

$$AM = 69,8247 - 7,46902n - 0,15705n^2 - (55,87107 + 5,87282n - 0,6427n^2) \times \exp[\sigma(-0,13155 + 0,04035n - 0,00532n^2)]. \quad (9)$$

Ввиду наличия зависимости между n и σ в смысле влияния на амплитуду, невозможно определить каждую из них отдельно, основываясь только на наблюдении за амплитудой.

В большинстве работ наблюдения проводятся при изменении лишь одного параметра при постоянных значениях остальных. Таким образом, новаторство метода, предлагаемого в

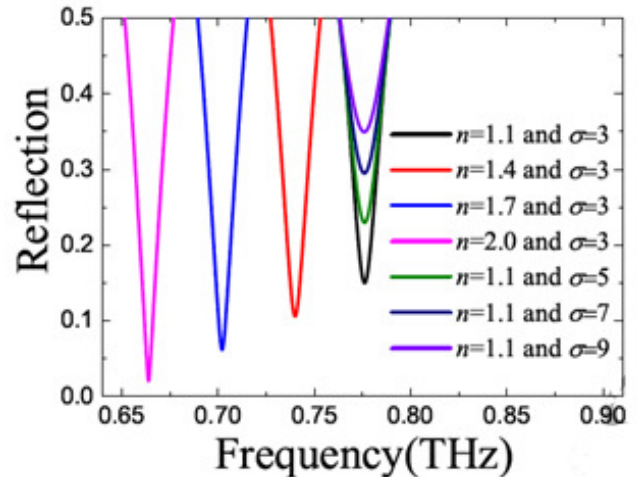


Рис. 10. АЧХ ЧЭ на метаматериале при разных значениях проводимости и диэлектрической проницаемости испытываемого образца [30]

[30], заключается в возможности проводить измерения двух величин при изменении их обеих.

ЗС типа меандр для нательных устройств

Ещё одним перспективным видом ЗС для использования в рамках являются меандровые ЗС ввиду преимущества механической прочности и устойчивости к растяжениям, описанных в разделе выше. В работах [31, 32] рассмотрены свойства нательных меандровых антенн (рис. 11).

В частности, рассмотрены изменения свойств антенн при различных радиусах кривизны, что соответствует возможным деформациям. При использовании подобных структур в качестве ЧЭ нательных устройств актуальной задачей станет разработка метода преобразования смещения частоты резонансов в информационный сигнал с учётом смещений, вызванных не изменениями свойств кожи, а непосредственной деформацией структуры.

Выводы

Электрическая активность кожи является важным признаком, на основе которого можно судить о физическом и психологическом состоянии человека. В связи с этим особенно актуальной задачей является разработка новых нательных устройств, способных вести не-

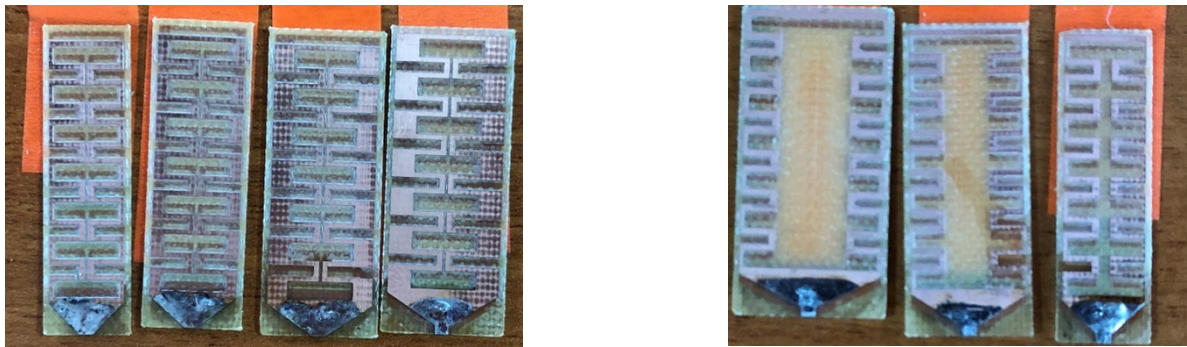


Рис. 11. Меандровые антенны для нательных устройств [31, 32]

прерывный мониторинг ЭАК. Новые разработки в микроволновой технике, распространение метаматериалов и нетрадиционное применение известных замедляющих систем открывают новые возможности по созданию улучшенных нательных чувствительных элементов и датчиков. Чувствительные элементы на микроволновых распределённых структурах обладают более высокой чувствительностью по сравнению с существующими аналогами на постоянном токе, а также предоставляют возможность одновременного измерения нескольких параметров кожи. Кроме того, сравнительный анализ существующих электродинамических структур для нательных устройств и ряда классических ЗС показывает, что уже существующие конструкции ЗС, например меандр, обладают желаемыми механическими свойствами, делающими их устойчивыми к деформациям, которые испытывают нательные устройства ввиду эластичности кожи.

Исследование осуществлено в рамках Программы фундаментальных исследований НИУ ВШЭ в 2023 г.

Публикация подготовлена в результате проведения исследования (№ 23-00-003) в рамках Программы “Научный фонд Национального исследовательского университета “Высшая школа экономики” (НИУ ВШЭ)”.

Список литературы

- Schmidt S, Walach H. Electrodermal activity (EDA)–state-of-the-art measurements and techniques for parapsychological purposes. *J Parapsychol.* 2000; 64(2), 139.
- Roth WT, Dawson ME, Filion DL. Publication recommendations for electrodermal measurements. *Psychophysiology.* 2012; 49: 1017-34.
- Edelberg R. Electrical activity of the skin: Its measurement and uses in psychophysiology. *Handbook of Psychophysiology.* 1972; 12: 1011.
- Edelberg R. Electrodermal mechanisms: A critique of the two-effector hypothesis and a proposed replacement. In *Progress in Electrodermal Research.* 1993; 7-29.
- Boucsein W. *Electrodermal activity* (2nd ed). New York: Springer Science & Business Media. 2012.
- Dawson ME, Schell AM, Filion DL. The electrodermal system. In J.T. Cacioppo, L.G. Tassinari, G.G. Berntson (Eds.), *Handbook of psychophysiology* (Chap. 7). Cambridge: Cambridge University Press. 2007.
- Greco A, Lanata A, Valenza G, et al. On the deconvolution analysis of electrodermal activity in bipolar patients. *Proc 34th IEEE EMBS Conference.* 2012; 2012: 6691-4.
- Greco A, Valenza G, Lanata A, Rota G, Scilingo EP. Electrodermal activity in bipolar patients during affective elicitation. *IEEE J Biomed Health Informatics,* 2014; 18 (6): 1865-73.
- Greco A, Valenza G, Scilingo E. *Advances in Electrodermal Activity Processing with Applications for Mental Health.* 2016. DOI: 10.1007/978-3-319-46705-4.
- Marieke van Doorena JJG, (Gert-Jan) de Vriesa, Janssen JH. Emotional sweating across the body: Comparing 16 different skin conductance measurement locations. *Physiology & Behavior.* 2012; 106 (2): 298-304.

11. Poh M-Z, Swenson NC, Picard RW. A wearable sensor for unobtrusive, long-term assessment of electrodermal activity. *IEEE Trans Biomed Eng.* 2010; 57 (5): 1243-52.
12. Scheirer J, Picard R. The Galvactivator: A glove that senses and communicates skin conductivity. In *Proc 9th Int Conf Human-Computer Interaction.* 2001.
13. Zhao Y, Huang X. Mechanisms and Materials of Flexible and Stretchable Skin Sensors. *Micromachines.* 2017; 8: 69. 10.3390/mi8030069.
14. Fan Z, Zhang Y, Ma Q, Zhang F, Fu H, Hwang KC, Huang Y. A finite deformation model of planar serpentine interconnects for stretchable electronics. *Int J Solids Struct.* 2016; 91: 46-54.
15. Huang YA, Dong W, Huang T, et al. Self-similar design for stretchable wireless LC strain sensors. *Sens. Actuators A Phys.* 2015; 224: 36-42.
16. Xu S, Zhang Y, Jia L, et al. Soft microfluidic assemblies of sensors, circuits, and radios for the skin. *Science.* 2014; 344: 70-4.
17. Zhang Y, Fu H, Su Y, et al. Mechanics of ultra-stretchable self-similar serpentine interconnects. *Acta Mater.* 2013; 61: 7816-27.
18. Fan JA, Yeo WH, Su Y, et al. Fractal design concepts for stretchable electronics. *Nat. Commun.* 2014, 5, 163-80.
19. Yeo WH, Kim YS, Lee J, et al. Multifunctional epidermal electronics printed directly onto the skin. *Adv Mater.* 2013; 25: 2773-8.
20. Chen Y, Lu B, Chen Y, Feng X. Breathable and stretchable temperature sensors inspired by skin. *Sci Rep.* 2015; 5: 11505.
21. Karanushenko DD, Karanushenko D, Makarov D, Schmidt OG. Compact helical antenna for smart implant applications. *NPG Asia Mater.* 2015; 7: e188.
22. Lanata A, Valenza G, Scilingo E. A novel EDA glove based on textile-integrated electrodes for affective computing. *Medd Biol Eng Computing.* 2012; 50: 1163-72.
23. De Rossi D, Carpi F, Lorussi F, et al. Electroactive fabrics and wearable biomonitoring devices. *AUTEX Res J.* 2003; 3 (4): 180-5.
24. Scilingo EP, Gemignani A, Paradiso R, et al. Performance evaluation of sensing fabrics for monitoring physiological and biomechanical variables. *IEEE Trans Inf Technol Biomed.* 2005; 9 (3): 345-52.
25. Fowles DC, Christie MJ, Edelberg R, et al. Publication recommendations for electrodermal measurements. *Psychophysiology.* 1981; 18 (3): 232-9.
26. Wagner J, Kim J, Andrer E. From physiological signals to emotions: Implementing and comparing selected methods for feature extraction and classification. In: *Proc IEEE Int Conf Multimedia and Expo.* 2005; 940-3.
27. Ishchenko AN, Shev'ev PP. Automated complex for multiparameter analysis of the galvanic skin response signal. *Biomed Eng.* 1989; 23 (3): 113-7.
28. Arefin Md S, Redoute J-M, & Yuce M. Frequency Modulation based Resistive Sensing for Wearable Galvanic Skin Response. *EAI Endorsed Transactions on Cognitive Communications.* 2015; 2: 10.4108/eai.28-9-2015.2261514.
29. Pchel'nikov Y, Yelizarov (Elizarov) AA. Technological Sensor on Coupled Radial Spirals. *IEEE Trans Electron Devices.* 2020; 67 (3): 1165-70.
30. Wang W, Yan F, Tan S, et al. Simultaneous measurement of refractive index and conductivity based on metamaterial absorber. *J Optics.* 2017; 19: 10.1088/2040-8986/aa8fc1.
31. Yelizarov A, Kuznetsov A, Skuridin A, Berdnikov S, Zakirova E. Research of Main Characteristics and Parameters of a Dipole Meander Antenna on a Flexible Substrate. *SYNCHROINFO 2021. Systems of Signal Synchronization, Generating and Processing in Telecommunications.* IEEE, 2021; 1-5.
32. Kuznetsov A, Yelizarov (Elizarov) AA, Nazarov I, Lavrukhin I. Development of Meander Type Antenna on Flexible Substrate, in: *2020 International Conference on Actual Problems of Electron Devices Engineering (APEDE' 2020). Materials of the International Scientific and Technical Conference.* Saratov. September 24-25, IEEE. 2020; 180-3.