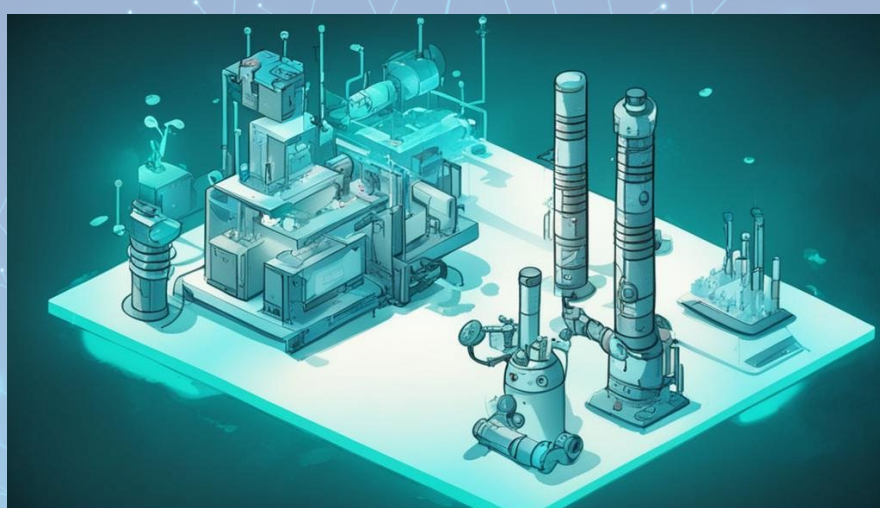


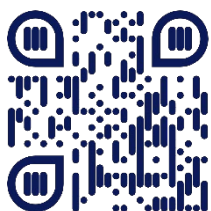
Статья опубликована: июнь 2023 г.

Относится к специальному выпуску «Управление инновациями
в организациях в цифровую эпоху»

Тема статьи: Биоэлектронные сенсорные узлы для интернет тел



МАТРЕШКА
РЕНЕССАНС



Сигнальный перевод подготовлен экспертом рабочей группы:
Куприяновский В.П. v.kupriyanovsky@rut.digital 2023 г.



Рабочая группа по сквозным цифровым технологиям
Совета по финансово-промышленной и инвестиционной политике
Торгово-промышленной палаты Российской Федерации

При поддержке:

FMENGINEERING
NEW REALITY
immersive technologies

Абстракт

Энергоэффективное зондирование с физически безопасной связью для биосенсоров на теле человека, вокруг него и внутри него является основной областью исследований для разработки недорогих медицинских устройств, обеспечивающих непрерывный мониторинг и/или безопасную непрерывную работу. При использовании в качестве сети узлов эти устройства образуют Интернет тел, что создает такие проблемы, как строгие ограничения ресурсов, одновременное обнаружение и связь, а также уязвимости безопасности. Еще одна серьезная проблема заключается в том, чтобы найти эффективный метод сбора энергии в теле для поддержки сенсорных, коммуникационных и охранных submodule. Из-за ограничений в количестве собираемой энергии мы требуем снижения энергопотребления на единицу информации, что делает обязательным использование встроенной аналитики и обработки. В этой статье мы рассмотрим проблемы и возможности, связанные с измерением, обработкой и связью с низким энергопотреблением, а также возможные способы питания будущих биосенсорных узлов. В частности, мы анализируем, сравниваем и сопоставляем (а) различные механизмы восприятия, такие как область напряжения/тока в зависимости от временной области, (b) маломощные, безопасные модальности связи, включая беспроводные методы и связь с телом человека, и (c) различные методы питания носимых устройств и имплантатов.

Ключевые слова

биосенсоры, Интернет тел, IoV, Интернет вещей, IoT, сенсорная аналитика, вычисления, связь, безопасность, питание

1. ВВЕДЕНИЕ

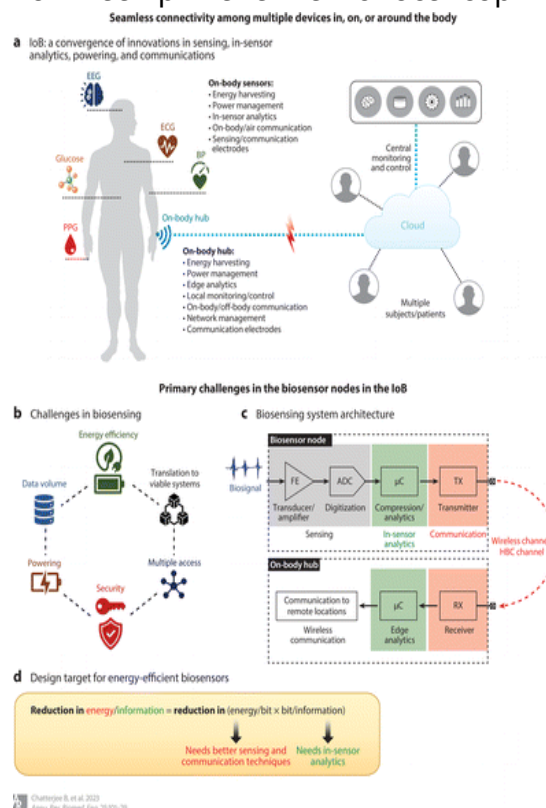
В современном мире, управляемом данными, современные медицинские устройства и биосенсорные узлы выигрывают от бесшовного подключения, собирая ценную информацию, относящуюся к конкретному пациенту. Затем эта информация анализируется для получения информации с помощью искусственного интеллекта, что позволяет создавать биоэлектронные медицинские устройства с замкнутым контуром, такие как интеллектуальные инсулиновые помпы, подключенные кардиостимуляторы, нейростимуляторы, устройства для мониторинга производительности и многие другие. Однако подключение к этим устройствам с помощью традиционных беспроводных методов обычно приводит к (а) высокой мощности связи и (б) уязвимости для взлома, поскольку беспроводные сигналы могут быть пойманы ближайшим подслушивающим устройством (1). Очевидно, что коммуникационная мощность, потребляемая сенсорным узлом, обычно на порядки выше, чем мощность датчика и вычисления (2, 3). Тем не менее, сенсорный узел на теле человека, внутри или вокруг него не нуждается в постоянном обмене данными из-за избыточности данных как во временной, так и в пространственной области. Недавно было показано, что пространственно-временная аналитика с датчиками (ISA) в форме компрессионного зондирования (CS), обнаружения аномалий и коллаборативного интеллекта снижает мощность связи на порядки, теряя при этом менее 2% информации (4). ISA уменьшает полезную нагрузку датчика и тем самым уменьшает мощность связи, что, в свою очередь, уменьшает количество энергии, необходимой для считывания и передачи единицы информации.

В то время как ISA снижает энергопотребление разреженных информационных систем, другие сенсорные узлы с непрерывной потоковой передачей данных в облако требуют связи с низким энергопотреблением, что является одним из основных требований к подключенным биосенсорам из-за их энергетических ограничений. Еще одним важным фактором является информационная безопасность (5, 6). С помощью традиционных беспроводных технологий, таких как Bluetooth, злоумышленник может взломать кардиостимулятор, инсулиновую помпу или мозговой имплантат, просто перехватив и проанализировав беспроводные сигналы. В реальности этого пока не произошло, но исследователи демонстрируют риски уже более десяти лет (1, 7).

Традиционные беспроводные технологии используют радиационную связь между носимыми и имплантируемыми устройствами с использованием электромагнитных (ЭМ) полей. Из-за излучательной природы обычной беспроводной связи электромагнитные сигналы распространяются во всех направлениях, что может непреднамеренно позволить подслушивающему перехвату информации. В этом контексте человеческое тело, в первую очередь из-за высокого содержания воды, превратилось в канал передачи данных с низкими и средними потерями, что позволило создать энергоэффективное средство передачи данных, называемое коммуникацией человеческого тела (HBC). Однако за пределами электроквазистатического (EQS) диапазона частот (частоты выше нескольких десятков мегагерц, где длина волны становится похожей на длину человеческого тела и фактически превращает тело в излучающую антенну), обычные реализации HBC страдают от значительного электромагнитного излучения, что также ставит под угрозу безопасность.

Безопасные технологии связи с низким энергопотреблением (такие как EQS-HBC или MedRadio), наряду с пространственно-временными ISA и CS, показали огромные перспективы для создания практически нулевой и безопасной сети биомедицинских сенсорных узлов для приложений, включая непрерывный мониторинг, интерфейсы мозг-машина и биоэлектронную медицину с обратной связью. Чрезвычайно низкое энергопотребление EQS-HBC (8–10) позволяет создавать постоянно носимые и имплантируемые устройства с одновременным измерением, вычислениями, связью, питанием и стимуляцией для множества биосенсоров. Безопасное решение с низким энергопотреблением для подключения нескольких датчиков, расположенных на теле, вокруг него или внутри него, называется Интернетом тел (Internet of Bodies, IoB) (11; см. <https://engineering.purdue.edu/C-IoB>) (Рисунок 1а). Различные датчики на теле, такие как артериальное давление (АД), электрокардиограмма (ЭКГ), электроэнцефалограмма (ЭЭГ), фотоплетизмограмма (ФПГ) и датчики глюкозы, собирают информацию о различных биофизических параметрах. Все эти сенсорные узлы должны иметь индивидуальные способы сбора энергии, управления питанием, ISA и внутрителесной связи, чтобы они либо общались между собой, либо передавали собранную информацию в концентратор на теле, например, на умные часы. Этот встроенный концентратор должен иметь собственный источник питания, обработки (периферийную аналитику), локального мониторинга и управления, управления сетью и модальности связи для передачи информации в облако. Облако выполняет централизованный мониторинг и управление, а также может отправлять важную информацию и управляющие сигналы обратно в концентратор на кузове и в узлы датчиков. Степень доступности ресурсов (с точки зрения энергии, памяти и вычислительных мощностей) уменьшается от облака до концентратора и отдельных узлов датчиков; поэтому конструкция этих сенсорных узлов крайне важна как для низкого общего энергопотребления, так и для высокой передачи информации об энергопотреблении устройства.

Рисунок 1 (а) Концепция IoB и ее применение в биосенсорике. (б) Шесть проблем современного



биосенсорике. (с) Пример традиционной биосенсорной архитектуры. (d) Философия проектирования энергоэффективных биосенсоров. Сокращения: ADC, аналого-цифровой

преобразователь; АД, артериальное давление; ЭКГ, электрокардиограмма; ЭЭГ, электроэнцефалограмма; FE, передняя часть; НВС, коммуникация с человеческим телом; IoV, Интернет тел; ФПГ, фотоплетизмограмма; приемник, приемник; ТХ, передатчик; мКС, микроконтроллер.

2. ПОДКЛЮЧЕННЫЕ БИОЭЛЕКТРОННЫЕ РЕШЕНИЯ: ИНТЕРНЕТ ТЕЛ

Являясь разновидностью Интернета вещей (IoT), IoV представляет собой сеть крошечных устройств на теле человека, внутри или вокруг него, включающих такие функции, как обнаружение, аналитика, связь, активация, питание и сбор данных. Эти узлы варьируются от медицинских устройств, таких как глюкометры непрерывного действия с подключенными инсулиновыми помпами, подключенными кардиостимуляторами и таблетками для приема внутрь, до потребительских электронных устройств, таких как умные часы, беспроводные наушники и гарнитуры дополненной/виртуальной реальности. В оставшейся части этого обзора мы сосредоточимся на применении IoV к подключенным биоузлам и обсудим различные проблемы и возможности.

2.1. Проблемы современных подключенных биосенсоров

Основные проблемы при разработке подключенных биосенсоров показаны в Рисунок 16 и обсуждаются в следующих подразделах.

2.1.1. Энергоэффективность.

Носимые биосенсоры (на теле человека или рядом с ним) должны работать с чрезвычайно низким энергопотреблением, чтобы продлить срок службы батареи. Для имплантируемых устройств это требование еще более строгое, поскольку эти устройства должны работать либо с собранной мощностью (примерно от десятков до сотен микроватт), либо с батареей кубического миллиметра, которая может удерживать только ~ 2 Дж энергии, при условии современной плотности энергии 2 кДж/см^3 (см. https://en.wikipedia.org/wiki/Lithium-ion_battery). В результате, даже при среднем энергопотреблении 10 мкВт , батарея разрядится менее чем за 3 дня, что потребует от пациента операции по замене батареи. По этой причине энергопотребление имплантируемого биоузла должно быть ниже пределов, создаваемых различными режимами сбора энергии.

2.1.2. Объем данных.

Современные биосенсоры могут создавать огромные объемы данных при непрерывной работе. Например, одноканальный нейронный датчик, дискретизирующий активность нейронов (до 10 кГц по частоте) с частотой Найквиста и с помощью 16-разрядного аналого-цифрового преобразователя (ADC), генерирует данные со скоростью $10 \times 2 \times 16 = 320 \text{ кбит/с}$. При наличии 32 параллельных каналов скорость передачи данных увеличивается до $10,24 \text{ Мбит/с}$, что требует чрезвычайно быстрой передачи данных. Предполагая, что передача данных происходит через традиционную радиочастотную (РЧ) связь [для которой требуется $\sim 1 \text{ нДж/бит}$ (12)], сама энергия связи превысит 10 мВт , что очень трудно поддерживать при любой форме

собранный энергии. Поэтому объем данных должен быть уменьшен за счет CS (13, 14), цифровое сжатие (9) или какая-либо другая форма ISA.

2.1.3. Безопасность.

Биосенсоры малого форм-фактора имеют ограниченные ресурсы в отдельных узлах и, таким образом, могут поддерживать только подмножество предполагаемых функций безопасности, таких как программное шифрование. В результате эти устройства чрезвычайно подвержены атакам на конфиденциальность (15), поэтому они требуют продвинутой методологии проектирования, в которых функции безопасности встроены в само оборудование (т. е. аппаратная безопасность) (16–19), а физические свойства оборудования повышают безопасность (20, 21).

2.1.4. Питание.

Как объяснялось в разделе 2.1.1, питание носимых или имплантируемых биосенсоров представляет собой серьезную проблему с точки зрения достижимого энергопотребления датчиков и современных аккумуляторных технологий, требующих частой замены батарей. Методы сбора энергии с использованием ближнего инфракрасного диапазона (NIR) (22, 23), ультразвуковой (24–29), термоэлектрический (30), ВЧ/индуктивный (31–33), магнитоэлектрический (34–36), емкостный (37–39) и EQS, связанная с человеческим телом (9, 10, 40–44) недавно были исследованы способы передачи энергии для решения проблемы питания биосенсоров. Тем не менее, максимально возможная собираемая мощность, достигаемая с помощью этих методов, обычно составляет ~100 мкВт для разумных форм-факторов и длины каналов, что приводит к значительному интересу к разработке биоузлов мощностью менее 50 мкВт.

2.1.5. Множественный доступ.

Еще одним важным фактором при разработке сети биоузлов является требование к каналу (воздух для радиочастот, человеческое тело для НВС) для доступа нескольких устройств, которые могут работать одновременно или использовать один и тот же диапазон частот. Для реализации этой возможности могут потребоваться (а) интеллектуальные методы распределения частот, когда несколько устройств одновременно обращаются к каналу, (б) циклическое дежурство с отдельным распределением коммуникационных слотов для нескольких устройств, когда они получают доступ к каналу в одной и той же полосе частот, или (в) надлежащее использование множественного доступа с кодовым разделением, когда несколько устройств обращаются к каналу, используя одну и ту же полосу частот в одно и то же время.

2.1.6. Сеть узлов для многофункциональной работы.

Многофункциональность является еще одним важным требованием к будущим биосенсорным системам и системам управления. Например, пациентам с определенными неврологическими расстройствами могут быть полезны методы нейропротезирования для восстановления движений в парализованных мышцах. Эти системы традиционно сосредоточены на одной функции со специфической двигательной помощью, такой как захват

руками. Тем не менее, паралич часто влияет на многие аспекты жизни, которые пациенты хотят восстановить (45). Реализация отдельной системы для каждой функции часто нецелесообразна, так как для каждого устройства требуется свой интерфейс, а также место на корпусе. Кроме того, гетерогенность по патологиям затрудняет использование единого подхода, применимого ко всем. Таким образом, модульная, масштабируемая система, которая может быть адаптирована к уникальным потребностям человека, помогает улучшить качество жизни пациента.

2.1.7. Перевод новых архитектур в жизнеспособные системы.

За последнее десятилетие было предложено множество новых схем, архитектур и методов для питания биоузлов, зондирования и связи. Тем не менее, перевод этих методов в жизнеспособные системы, которые могут быть использованы для долгосрочного мониторинга, является важным фактором, который часто упускается из виду. Поэтому необходимы дальнейшие исследования и оценка для оценки практичности и безопасности этих методов.

Показана традиционная биосенсорная архитектура, состоящая из биосенсорного узла и концентратора на теле, с которым взаимодействует биосенсорный узел. Биосенсорный узел состоит из входного каскада, который усиливает и фильтрует входящий аналоговый биофизический сигнал, за которым следует ADC, оцифровывающий аналоговый сигнал. Опционально для ISA может быть использован микроконтроллер; Он выполняет некоторую форму сжатия/анализа оцифрованных данных, чтобы уменьшить объем передаваемых данных. Наконец, коммуникационный передатчик посылает данные по каналу (который может быть беспроводным каналом для электромагнитной связи или самим человеческим телом для EQS-NBC), и данные принимаются концентратором на теле. В биосенсорном сценарии биосенсорный узел обычно представляет собой очень маленькое носимое устройство или имплантат с ограниченными ресурсами (энергией, памятью и вычислительной мощностью). В отличие от этого, ожидается, что концентратор на теле будет иметь больше ресурсов из-за асимметричной конфигурации сети.

Для биосенсорной системы основной целью является минимизация общей энергии, $E_{\text{итог}}$, максимизируя при этом объем передаваемой информации. Поэтому философия дизайна для энергоэффективных биосенсоров, как правило, основан на снижении энергопотребления на единицу объема передаваемой информации. Эта цель может быть достигнута либо (а) уменьшением энергии на бит, что требует более совершенных методов обнаружения и связи (обсуждается в разделах 3 и 4 соответственно), либо (б) уменьшением числа битов на единицу информации, что требует ISA (обсуждается в разделе 5).

2.2. Социальное и медицинское влияние подключенных биосенсоров: носимые и имплантируемые устройства

Расходы на носимые и имплантируемые медицинские устройства стали значительной частью общих расходов на здравоохранение в США. С 2018 по 2019 год расходы на здравоохранение в США выросли на 4,6% до 3,8 трлн долларов США, или 17,7% ВВП (46). По прогнозам, к 2023 году эти расходы превысят 5,1 триллиона долларов США, из которых более

15% будет потрачено на носимые и имплантируемые устройства. Ожидается, что эти системы непрерывного мониторинга улучшат уход за пациентами и диагностику на дому, а электроцевтика (включая методы нейромодуляции) обеспечит своевременную и надлежащую нейростимуляцию, которая обещает заменить или дополнить фармацевтические препараты.

2.3. Потребность в энергии в биосенсорных узлах

Энергетические потребности биосенсора часто доминируют над энергетическими потребностями для коммуникации (2, 3). Предполагая, что энергоэффективность беспроводной связи составляет ~ 1 нДж/бит (12), передатчик будет потреблять ~ 1 мВт мощности при номинальной скорости передачи данных 1 Мбит/с (например, ожидаемая скорость для многоканального нейронного регистратора). Кроме того, традиционный биоузел включает в себя ADC для оцифровки и дополнительный блок CS для уменьшения объема данных. Каждый из этих модулей будет потреблять мощность ~ 50 – 100 мкВт при целевых скоростях передачи данных для современных реализаций (9, 47). Таким образом, общее энергопотребление передатчика составит $\sim 1,2$ мВт, что более чем в три раза выше, чем в общепринятых методах сбора энергии для имплантатов миллиметрового и сантиметрового масштаба. В связи с этим в последние годы значительное внимание уделяется снижению мощности связи. Технология беспроводной связи < 50 пДж/бит (при скорости 1 Мбит/с) с использованием стандартов MedRadio и HBC (48) делает коммуникационную мощность аналогичной мощности оцифровки и сжатия.

2.4. Создание биосенсорных узлов со сверхнизким энергопотреблением

Для достижения биосенсорности со сверхнизким энергопотреблением все подмодули в биоузле (сенсорика, вычисления/аналитика и связь) должны включать в себя определенные инновации с точки зрения энергоэффективности. Кроме того, необходимо внедрить методы питания и взаимодействия на сетевом уровне, чтобы биоузел мог работать непрерывно без ручного вмешательства.

2.4.1. Маломощные методы зондирования.

В последние годы значительный интерес вызвали методы зондирования с низким энергопотреблением, включая CS, зондирование во временной области и коллаборативное зондирование. CS использует присущую биофизическим сигналам разреженность и уменьшает полезную нагрузку оцифрованной связи, тем самым снижая энергию связи. Зондирование во временной области позволяет достичь умеренного разрешения (12–18 бит) для биосенсоров без использования сложной архитектуры с режимом напряжения или тока. Это возможно благодаря тому, что большинство биофизических сигналов являются низкочастотными (диапазон от герц до килогерц) и, таким образом, наличие «времени» может быть использовано для усреднения шума и достижения высокого отношения сигнал/шум (SNR), что в конечном итоге приводит к высокому разрешению. Методы, связанные с CS и зондированием во временной области, подробно обсуждаются в разделе 3.

2.4.2. Внутрисенсорная аналитика для снижения мощности связи.

ISA может уменьшить энергию связи, либо за счет управления коммуникационными событиями, либо за счет сжатия измеренных данных (4). Связь, управляемая событиями, обеспечивает неоднородный цикл работы во время передачи данных, что снижает общую энергию связи без потери важной информации. Некоторые методы ISA, применимые к биосенсорам, подробно обсуждаются в разделе 5.

2.4.3. Связь и питание.

В большинстве случаев традиционная радиочастотная связь вокруг тела потребляет более 1 нДж/бит, что накладывает значительные ограничения на высокоскоростную связь (> 1 Мбит/с и более, требующая мощности > 1 мВт), поскольку в большинстве случаев методы сбора энергии могут обеспечить мощность только ~100 мкВт. Для имплантатов проблема еще более серьезная: замена батареи требует хирургического вмешательства, поэтому единственным жизнеспособным вариантом является аккумулялирование энергии (49). Современные методы связи с низким энергопотреблением подробно обсуждаются в разделе 4, а методы питания — в разделе 6. Более ранние публикации нескольких исследовательских групп во всех этих различных областях цитируются в этом обзоре и обобщены в Таблица 1.

Таблица 1

Популярные направления исследований составных элементов биосенсорных узлов

	Modality/architecture	Salient features	References
Sensing	High-impedance, chopper-stabilized front ends	Low frequency, low noise	50-52
	Voltage- versus time-domain architecture	Low frequency, low power	56, 57
	Compressive sensing	Sparse signals, low power	58-61, 63, 66-68
	ADC-less sensing	Low frequency, extremely low power	69, 70
Communication	MedRadio/low-power wireless	Low interference, low power	48, 76, 89
	EQS capacitive HBC	Ultralow power, physically secure	75, 77-83
	EQS galvanic HBC and biphasic HBC	Short distance (few centimeters)	9, 70, 84
	MQS (magnetic) HBC	Approximately near field; no effect of body	85-87
	EM-wave HBC	High DR, good energy efficiency, not as secure	88
In-sensor analytics	Event-driven compression	Asynchronous, low power	60, 61
	Spike and/or anomaly detection	Asynchronous, ultralow power	97-103
	Learning-based analytics	Low power machine learning	111, 112
Wireless powering	Near-infrared	Lowest form factor, needs repeater	22, 23
	Ultrasound	Low form factor at low frequencies, needs repeater	24-29
	RF/inductive	Large coil/antenna, traditional architecture	31-33
	Magnetolectric	Better power transfer efficiency than RF, safe	34-36
	Capacitive	Larger form factors, short distances	37-39
	EQS	Full-body powering for wearables	9, 40-42

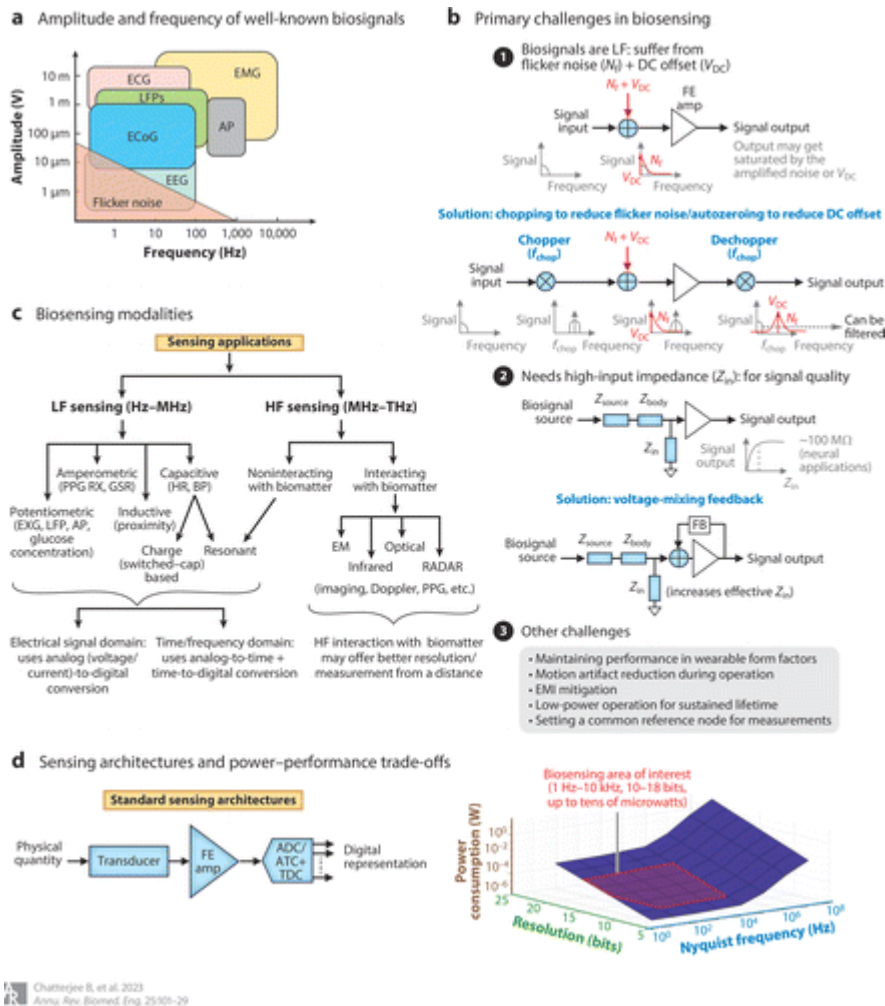
Abbreviations: ADC, analog-to-digital converter; DR, data rate; EM, electromagnetic; EQS, electro-quasistatic; HBC, human body communication; MQS, magneto-quasistatic; RF, radio-frequency.

3. СВЕРХНИЗКОЕ ЭНЕРГОПОТРЕБЛЕНИЕ: НА ПУТИ К БЕСБАТАРЕЙНОЙ И БЕССРОЧНОЙ РАБОТЕ

Чтобы свести к минимуму потребление энергии на единицу информации, исследователям необходимо будет изучить энергоэффективные методы измерения и передачи данных, а также уменьшить объем данных с помощью ISA. В этом разделе обсуждаются новейшие методы энергоэффективного зондирования.

3.1. Биосенсорные системы и их отличительные особенности

Многие естественные биофизические сигналы, такие как ЭКГ, ЭЭГ, электромиограмма и электрокортикограмма, медленно изменяются. Большая часть энергии этих сигналов содержится в низких частотах (1 Гц – 10 кГц), как показано на рисунке Рисунок 2а (50). Тем не менее, требования к разрешению и динамическому диапазону для этих приложений могут быть большими (12–16 бит для традиционных биосенсорных приложений и до 20 бит для ЭЭГ с чрезвычайно низкой амплитудой). Традиционные ADC в режиме напряжения и тока в таких приложениях с высоким разрешением сильно ограничены низкочастотным шумом мерцания, исходящим от усилителей и ADC, а также требованиями к высокому входному импедансу, малым смещениям по постоянному току и низкому энергопотреблению (Рисунок 2б). Такие методы, как измельчение, помогают смягчить проблемы, связанные с шумом мерцания. Фликкер-шум (или шум $1/f$) возникает из-за Si-SiO₂ неидеальность интерфейса в традиционных комплементарных схемах на основе металлооксидных полупроводников (КМОП) (используемых для усиления и оцифровки биосигналов) и наиболее распространена на низких частотах. Измельчение преобразует входной биосигнал в более высокую частоту, так что низкочастотный шум мерцания на входе КМОП-усилителя не влияет на биосигнал (51, 52). Аналогично, методы автоматического обнуления или контуры сервопривода постоянного тока (51–53) помогают уменьшить любые смещения постоянного тока, возникающие из-за электродов, используемых для регистрации биосигнала. Методы смешивания напряжения и положительной обратной связи помогают улучшить входное сопротивление датчика (52, 53), чтобы большая часть сигнала была доступна на входе датчика.



Chatterjee B, et al. 2023
 Annu. Rev. Biomed. Eng. 25:101–29

Рисунок 2 (а) Амплитуды и частоты хорошо известных биосигналов, указывающие на потребность в низкоамплитудном (до микровольт) измерении низкоамплитудных (вплоть до микровольт) сигналов. (b) Основные проблемы в таких системах возникают из-за низкочастотного фликкерного шума, который совпадает с частотой биосигналов, а также из-за требований к высокому входному импедансу и высокому разрешению. Тем не менее, энергопотребление (c) различных модальностей и (d) архитектур обычно находится в диапазоне нескольких десятков микроватт. Сокращения: ADC, аналого-цифровой преобразователь; AP, потенциалы действия; ATC, аналого-временной преобразователь; АД, артериальное давление; ЭКГ, электрокардиограмма; ЭКоГ, электрокортикограмма; ЭМ, электромагнитные; ЭМГ, электромиограмма; ЭМП, электромагнитные помехи; EXG, собирательный термин для ЭКГ, ЭКоГ и ЭМГ; ФБ, обратная связь; FE, передняя часть; GSR, кожно-гальваническая реакция; ВЧ, высокочастотный; ЧСС, частота сердечных сокращений; НЧ, низкочастотный; LFP, потенциалы локального поля; ФПГ, фотоплетизмограмма; приемник, приемник; ВМТ, преобразователь времени в цифровой код. Панель А, адаптированная из Справочника 50. Данные в панели d из справочника 55.

Само зондирование можно разделить на низкочастотный (герц–мегагерц) и высокочастотный (мегагерц–терагерцовый) методы (Рисунок 2в). Низкочастотные методы могут быть потенциометрическими, амперометрическими, индуктивными или емкостными, каждый из которых может считываться либо в области электрических сигналов (напряжение/ток), либо с использованием методов во временной области (частота/период времени). Высокочастотные методы могут быть либо невзаимодействующими с биоматерией (например, резонансные методы, используемые для считывания емкостного датчика), либо взаимодействующими с

биоматерией (например, системы визуализации, доплерографии или ФПГ). Взаимодействующие методы обеспечивают лучшее разрешение, а иногда и измерение на расстоянии (54). Если мы построим график энергопотребления таких чувствительных входных интерфейсов в зависимости от разрешения ADC и частоты Найквиста (55), мы обнаружили, что для интересующей нас области биосенсорики энергопотребление обычно ограничено диапазоном от нескольких до десятков микроватт, что значительно ниже, чем обычно наблюдаемое милливаттное энергопотребление связи.

В последние годы ADC, основанные на времени, вызывают значительный интерес из-за их способности использовать доступность времени (поскольку сигналы имеют очень низкую частоту) с масштабируемым энергетическим разрешением (2, 56, 57). Для требований к высокому разрешению сигнал, который необходимо распознать, преобразуется в эквивалентную частоту, а затем он просто наблюдается с помощью счетчика в течение более длительного периода времени для изменения средней частоты. Для требований к низкому разрешению частота соблюдается в течение более короткого периода времени, а затем может быть отключена (с помощью циклического режима) для экономии энергии.

Несмотря на то, что методы, основанные на времени, обеспечивают масштабируемость энергетического разрешения в определенном диапазоне, разрешение не может быть достигнуто бесконечно высоким путем измерения в течение более длительного времени (или усреднения шума). Статистика окружающего шума; изменение процесса, напряжения и температуры; а накопление джиттера в кольцевом осцилляторе ограничило бы достижимое разрешение, доминирующим фактором которого является накопление джиттера (56, 57) в контролируемой среде. Масштабированная погрешность квантования при измерении фиксированной частоты в течение заданного промежутка времени уменьшается со временем измерения. Однако накопленное дрожание от кольцевого генератора увеличивается с общим временем измерения. Если наклон линейного графика зависимости накопленного джиттера от времени измерения равен k , то достижимое разрешение ограничено $\log_2(1/k)$ бит.

3.2. Новые методы в зондировании сверхнизкого энергопотребления

Некоторые из новых методов, направленных на минимизацию энергопотребления и/или количества генерируемых данных, представлены в следующих подразделах.

3.2.1. Компрессионное зондирование.

Зондирование сжатых доменов/CS (13, 14) — это математический инструмент в обработке сигналов, который бросает вызов теореме Шеннона-Найквиста, дискретизируя разреженный сигнал со скоростью, более низкой, чем скорость Найквиста, и при этом сохраняя возможность реконструировать сигнал с пренебрежимо малой ошибкой. С момента своего появления CS используется в медицинской визуализации (58), ISA (59), здравоохранение (60, 61), нейронная (9) и сбор звука (62, 63) приложений. Алгоритмы CS предполагают, что сигнал, подлежащий выборке, имеет разреженное представление, а разреженные сигналы со случайным (т.е. из независимого и одинаково распределенного распределения Гаусса) недодискретизированными данными могут быть восстановлены с малой ошибкой, сформулировав их как задачу оптимизации. Таким образом, преимущество использования CS двоякое: (а) CS позволяет снизить частоту дискретизации, что снижает энергопотребление ADC и схем генерации тактовых сигналов, и (б) сжатие создает меньшее количество данных с

богатым информационным содержанием, что снижает нагрузку на последующие модули обработки и связи.

Поскольку многие биофизические сигналы могут быть представлены в разреженном виде (64), можно использовать превосходную энергоэффективность CS для биозондирования (два подробных обзора CS см. в разделе «Ссылки» 64 и 65). Одна публикация (66) использовала субмикроваттную аппаратуру CS с использованием 65 нм КМОП технологии с оперативной самоадаптацией к входящим сигналам с переменной разреженностью. В первоначальных попытках самоадаптации использовался либо асинхронный ADC с регулируемой частотой дискретизации (67) или темпоральное прореживание и вейвлет-сжатие (68). Оба метода использовались со специфическими входящими сигналами. Другая, более общая методика (66) использует онлайн-статистику сенсорных данных для динамической реконфигурации (с точки зрения алгоритма сжатия, жесткости сжатия и частоты дискретизации). Последние публикации (9, 62, 63) продемонстрировали полностью цифровую подсистему CS, оснащенную встроенным двухступенчатым спарсификатором и генератором матрицы псевдослучайной битовой последовательности с переменным переменным затравкой с переменным коэффициентом сжатия в диапазоне от 5 до 33,33. Двухступенчатый разрежетель на основе дискретного вейвлет-преобразования обеспечивает эффективную работу модуля CS как для разреженных, так и для неразреженных сигналов.

3.2.2. Зондирование без ADC.

Традиционные сенсорные узлы состоят из преобразователя, аналоговых усилителей, ADC, дополнительного блока цифрового сжатия и цифрового модуля связи. ADC потребляет большое количество энергии, создавая при этом несколько битов из каждой выборки входных данных, увеличивая нагрузку на модуль связи. Цифровой компрессор снижает нагрузку на коммуникацию, уменьшая количество передаваемых битов, но потребляет дополнительную энергию. В качестве альтернативы можно использовать архитектуру без ADC, которая создает сигнал с широтно-импульсной модуляцией, соответствующий каждой входной выборке. Этот процесс кодирует аналоговую информацию в аналоговую ширину импульса сигнала, которая может быть передана с помощью передатчика, совместимого с цифровыми технологиями, поскольку амплитуда сигнала с широтно-импульсной модуляцией остается неизменной. Этот метод был предложен Naderiparizi et al. (69), в то время как Chatterjee et al. (70) сообщил о первой реализации интегральной схемы для беспроводных нейронных имплантатов с ограниченными ресурсами, что устранило необходимость в энергоемких модулях ADC и цифровых компрессий.

Учитывая, что все биосенсорные приложения предполагают асимметричное распределение ресурсов (сенсорные узлы/передатчики обычно имеют ограниченные ресурсы, в то время как концентратор/приемник может иметь большие ресурсы с точки зрения энергии, памяти и вычислительных возможностей), снижение энергопотребления на передатчике узла за счет использования таких архитектур без ADC было бы чрезвычайно полезным. Это направление является одним из направлений будущих исследований.

3.2.3. Коллаборативное зондирование.

Коллаборативные беспроводные сенсорные сети (71, 72) может воспринимать аналоговый сигнал от нескольких датчиков, используя совместные усилия сенсорных узлов и их связь друг

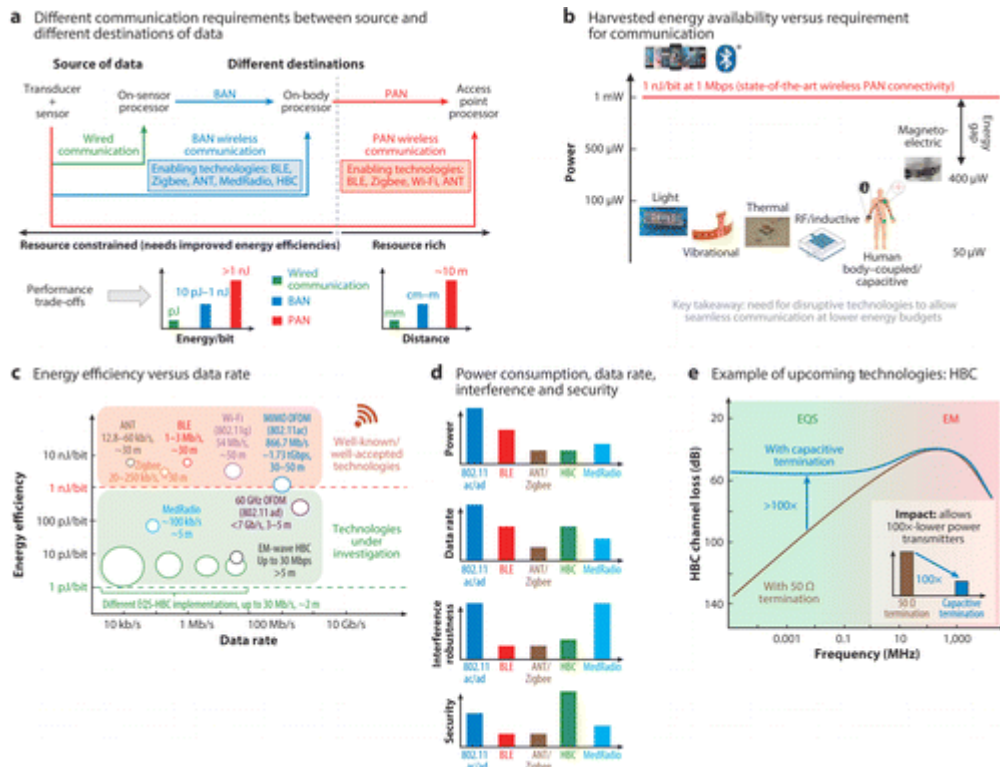
с другом и с облаком. Проанализированы оптимизация энергопотребления и компромиссы таких сетей (4) для испытательных стендов IoT большой площади, и эти сети также могут использоваться для приложений биосенсорики.

Описанные выше методы помогают снизить энергетические затраты на зондирование. Тем не менее, потребление энергии во время коммуникации обычно является доминирующим компонентом биосенсорного узла; По этой причине крайне важно выбрать способ передачи данных, который помогает снизить общее энергопотребление на системном уровне.

4. СВЯЗЬ СО СВЕРХНИЗКИМ ЭНЕРГОПОТРЕБЛЕНИЕМ: ПРОЕКТИРОВАНИЕ ВЕЧНЫХ СИСТЕМ

4.1. Путь от персональных сетей к сетям зон тела и Интернету тел

Коммуникации в IoV можно классифицировать с точки зрения источника данных (который является биосенсорным узлом) или назначения данных (Рисунок 3а). Место назначения может быть любым из следующих:



Chatterjee S, et al. 2023
Annu Rev Biomed Eng. 23:101-29

Большинство беспроводных методов связи, используемых для BAN и PAN (например, BLE, Zigbee, ANT или Wi-Fi), обычно потребляют на два-три порядка больше энергии, чем датчики и вычисления, что делает их самым большим узким местом в создании сенсорных узлов с накоплением энергии и без батареи (2, 3, 73, 74). Для канала связи со скоростью мегабит в секунду беспроводная передача данных приводит к энергопотреблению 1 мВт или более (Рисунок 3б). Заметьте, однако, что все биосенсоры в конечном итоге будут постоянно работать, используя энергию, собранную из различных источников (световых, вибрационных, тепловых, радиочастотных, индуктивных, магнитных, связанных с человеческим телом); Эти энергии были бы ограничены несколькими сотнями микроватт даже при самых благоприятных условиях. Таким образом, нам нужно либо уменьшить коммуникационную нагрузку за счет более совершенных методов ISA, либо уменьшить количество петаджоулей на бит самой коммуникации.

Когда в конце 2000-х годов начались исследования маломощных БАНов, разница между методами, используемыми для BAN и PAN, была небольшой. Однако с широким использованием новых и появляющихся технологий, таких как MedRadio или HBC с чрезвычайно низким энергопотреблением, энергоэффективность связи BAN снизилась до ~10 пДж/бит (48, 75). Это снижение привело к 100-кратному увеличению преимуществ в энергопотреблении по сравнению с традиционными беспроводными технологиями, преодолев разрыв между мощностью датчиков/вычислений и мощностью связи. В результате проектирование биосенсорных узлов с чрезвычайно низким энергопотреблением станет проблемой совместного проектирования между датчиками, вычислениями и связью (и, возможно, даже безопасностью), вместо того, чтобы ограничиваться только коммуникационной мощностью.

Рисунок 3в Показана зависимость энергоэффективности от скорости передачи данных для различных коммуникационных технологий. Почти все хорошо известные традиционные беспроводные технологии потребляют более 1 нДж/бит и обеспечивают низкую защиту от электромагнитных излучений, поскольку электромагнитные волны присутствуют даже на

расстоянии 5–10 м, что делает сигналы уязвимыми для взлома (1, 7). Новые технологии, такие как маломощное радио MedRadio (48, 76), EQS-НВС (9, 10, 70, 75, 77–87) и ЭМ-волна НВС (88) обеспечивают повышенную энергетическую эффективность из-за более низких несущих частот; меньшая выходная мощность (MedRadio/EM-wave НВС); и не-50 Ω , высокоомные заделки (EQS/EM-волна НВС). Интересно, что сигналы EQS-НВС остаются относительно ограниченными в организме человека, обеспечивая лучшую безопасность, чем электромагнитные. Однако количество утечек увеличивается с частотой, что означает, что низкочастотный EQS-НВС обеспечивает очень высокую физическую безопасность. Однако, поскольку человеческий организм восприимчив к различным помехам окружающей среды, работа устройств, использующих эти методы, гораздо менее надежна, чем у устройств, использующих стандартизированные методы, такие как MedRadio или MIMO OFDM (мультиплексирование с несколькими входами, несколькими выходами с ортогональным частотным разделением; IEEE 802.11 ac/ad), которые были разработаны для обеспечения низкого уровня помех.

Рисунок 3d сравнивает и противопоставляет различные методы коммуникации для биосенсоров. Например, показаны преимущества EQS-НВС с емкостной терминацией в качестве альтернативы беспроводному БАН на основе радиоволн, оканчивающемуся антенной 50 Ω . При коммуникации EQS низкочастотные (<1 МГц) электрические сигналы передаются между двумя сенсорными узлами (передатчиком и приемником), размещенными на теле, используя тело человека в качестве канала передачи. Емкостное окончание как на передатчике, так и на приемнике приводит к тому, что потери в канале зависят от емкостного деления (75), что означает, что мы имеем плоский канал, даже на низких частотах, вместо канала высоких частот, который распространен в системах 50 Ω НВС. Использование более низких частот для работы, наряду с широкой полосой пропускания, приводит к повышению энергоэффективности EQS-НВС. Связь EQS также лучше работает с точки зрения физической безопасности, так как большая часть сигнала ограничена внутри тела. С точки зрения возбуждения и окончательности на приемнике и передатчике, основными квазистатическими модальностями являются емкостные (75, 77–83), гальванический (84), магнитный (85–87) и двухфазный (9, 70) модальностей.

4.2. Маломощные методы беспроводной связи для интернета тел

В следующих подразделах представлен неполный список последних технологий беспроводной связи для IoB.

4.2.1. Низкоскоростные беспроводные персональные и нательные сети.

LR-WPAN (низкоскоростная беспроводная персональная сеть) — это технический стандарт, поддерживаемый рабочей группой IEEE 802.15.4 (которая начала свою работу в 2003 году). Основное внимание уделяется методам беспроводной связи с низким энергопотреблением с использованием оптимизаций на физическом, канальном и сетевом уровнях. В отличие от этого, VAN развивались как часть стандарта IEEE 802.15.6 (2011), который направлен на обеспечение функций низкого энергопотребления стандарта 802.15.4 при одновременной оптимизации для связи на коротких расстояниях вокруг тела.

4.2.2. MedRadio.

MedRadio (Medical Device Radiocommunications Service, ранее называлась Medical Implant Communication Service) стремится поддерживать разработку недорогих медицинских сенсорных технологий для диагностических, терапевтических и мониторинговых целей путем выделения

определенных полос частот с низким уровнем помех (в основном около 400 МГц, хотя медицинские устройства BAN 2,36–2,39 ГГц также попадают в категорию MedRadio). Стандарты, регулирующие эти технологии, были разработаны в конце 1990-х и начале 2010-х годов, когда они стали частью IEEE 802.15.6. Тем не менее, в связи с последними тенденциями в проектировании беспроводных интегральных схем с низким энергопотреблением из-за высокоскоростных процессов с низким энергопотреблением, дружественных к цифровым технологиям, пространство MedRadio вновь привлекло интерес (48, 76, 89).

4.2.3. Коммуникация человеческого тела.

НВС использует проводящие свойства тканей человека для передачи сигналов для устройств, расположенных внутри, на или вокруг человеческого тела. Использование низкочастотной сигнализации EQS позволяет ограничить подачу сигналов к телу, без существенной утечки, одновременно достигая низкого энергопотребления за счет использования низких несущих частот.

4.3. Новые технологии в энергоэффективной коммуникации между телом человека

В следующем подразделе мы обсудим некоторые из новых технологий в области маломощных/энергоэффективных НВС.

4.3.1. Емкостно-терминированная, широкополосная, низкочастотная электроквазистатическая связь человеческого тела.

Использование человеческого тела в качестве широкополосного средства связи с малыми потерями (79, 80) обеспечивает энергоэффективность ниже 10 пДж/бит, аналогичную эффективности проводных приемопередатчиков (90, 91), а также сильная физическая охрана (1). Maity et al. (75) были первыми, кто создал емкостный канал НВС с напряжением менее 10 пДж/бит с сигнализацией в режиме напряжения и высокоимпедансной терминацией, обеспечивающей широкополосную связь. Низкие потери в канале и отсутствие повышающего или понижающего преобразования привели к радикальному повышению энергоэффективности.

Основная проблема в широкополосной системе НВС связана с эффектом антенны в организме человека, которая улавливает нежелательные помехи, искажающие сигнал. Петля обнаружения и подавления помех с помощью адаптивного выреза на интегрирующем приемнике позволила использовать приемопередатчик 6,3 пДж/бит для передачи данных через корпус со скоростью 30 Мбит/с (энергоэффективность была в ~100 раз ниже, чем у традиционных беспроводных BAN) с помехоустойчивым (т.е. способным выдерживать сигнал/шум –30 дБ) приемопередатчиком НВС. Chatterjee et al. (48) и Park & Mercier (86) позже разработали приемопередатчики <10 пДж/бит со встроенной архитектурой синхронизации. Для физиологического мониторинга со сверхнизким энергопотреблением и безопасной аутентификации Maity et al. (8) недавно продемонстрировал емкостный канал EQS-НВС мощностью 415 нВт со скоростью передачи данных 1–10 кбит/с, который демонстрирует физическую и математическую безопасность благодаря интеграции механизма шифрования AES-256 с приемопередатчиком НВС. Chatterjee et al. (83) проанализировали теоретические пределы энергопотребления в таких системах и продемонстрировали адиабатические методы

с аппаратно-зависимой схемой модуляции для повышения энергоэффективности. В будущем такие низкие уровни мощности могут позволить разрабатывать безбатарейные носимые патчи.

4.3.2. Многомодовая резонансная связь человеческого тела для связи и питания.

Основным источником энергопотребления в вольтажном емкостном преобразователе НВС является межэлектродная паразитная емкость. Использование индуктивности на этом конденсаторе создает параллельный резонанс на нагрузке передатчика, что, в свою очередь, снижает энергопотребление при передаче данных (40–42). Аналогично, использование последовательного резонанса на выходе передатчика (с последовательной катушкой индуктивности) увеличивает выходное напряжение в добротность (где Q — добротность катушки индуктивности). Поскольку передача мощности в емкостном канале НВС в режиме напряжения увеличивается квадратично с выходным напряжением передатчика мощности, этот метод увеличивает мощность, передаваемую через корпус, на добротность². По сравнению с двумя исследованиями (40, 41), в котором количество передаваемой мощности уменьшалось с расстоянием между передатчиком и приемником, третье исследование (42) достигается почти постоянная передача мощности и эффективность по всему телу, поскольку работа велась на гораздо более низкой частоте [1 МГц] (42) по сравнению с 40 МГц (40, 41)].

4.3.3. Двухфазная квазистатическая мозговая коммуникация для питания и связи с глубокими мозговыми имплантатами.

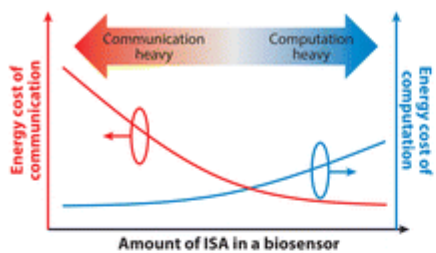
Емкостная ГБК не очень эффективна в имплантируемых устройствах из-за отсутствия сильного обратного пути изнутри организма. В отличие от этого, гальванический ГБЦ потребляет больше энергии, потому что значительное количество постоянного тока протекает в окружающие ткани, если сигнал не сбалансирован по постоянному току. Двухфазный QBC (9) снижает энергопотребление в гальванической модальности за счет использования связи переменного тока на выходе. По сравнению с гальваническим НВС, двухфазный QBC обеспечивает в ~41 раз меньшую мощность при частоте EQS 1 МГц.

Даже при таких маломощных методах передачи данных затраты энергии на связь по-прежнему доминируют в биосенсорном узле. Следовательно, крайне важно исследовать доступные методы вычислений в датчиках, которые могут снизить вычислительную нагрузку в узле.

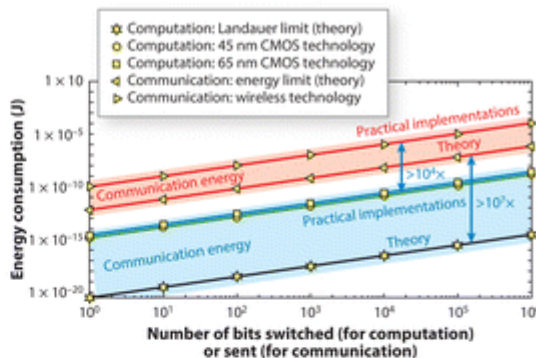
5. АНАЛИТИКА ДАННЫХ С ПОМОЩЬЮ ДАТЧИКОВ: ВЫЧИСЛЕНИЯ И КОММУНИКАЦИЯ

По мере увеличения количества распределенных датчиков в IoV общий объем данных, передаваемых на внутренний концентратор/облачные серверы, становится непомерно большим, что приводит к перегрузке сети и высокому энергопотреблению при передаче данных на узле датчика (92). Это обуславливает необходимость в ISA, который может выполнять контекстно-зависимый сбор данных с некоторым объемом вычислений с последующей передачей, если это необходимо, что приводит к интересным компромиссам (Рисунок 4а). В зависимости от количества ISA, выполняемого в биосенсоре, в общей энергии может доминировать либо энергия связи, либо вычислительная энергия.

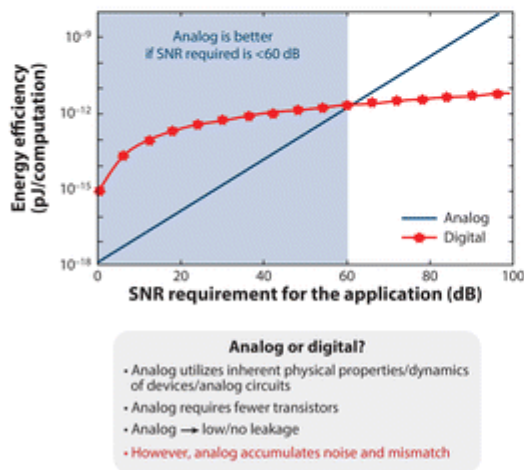
a Computation versus communication in biosensors



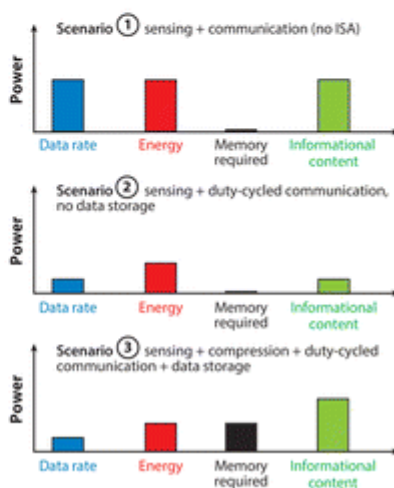
b Energy gap between computation and communication



c Analog versus digital computation, based on SNR requirements



d Goal: ↓ energy/information



Chatterjee B, et al. 2023
Annu. Rev. Biomed. Eng. 25:101–29

Рисунок 4 (а) Сравнение энергий связи в биосенсоре в зависимости от количества выполненных ISA. (b) Сравнение энергий связи и вычислений [как теоретических, так и стандартных реализаций (2)], показывая, что энергия связи равна $\sim 10^4$ в разы выше, чем вычислительная энергия (при том же количестве бит). (c) Компромиссы между аналоговыми и цифровыми вычислениями (96). (d) Компромиссы в сценариях, включающих (1) отсутствие ISA, (2) связь с дежурным циклом и (3) сжатие с дежурной связью. Сокращения: КМОП, комплементарный металлооксидный полупроводник; ISA, внутрисенсорная аналитика; SNR, отношение сигнал/шум. Рисунок адаптирован с разрешения References 2 и 3.

5.1. Компромиссы между вычислениями и связью

Вычислительная и коммуникационная энергии ($E_{\text{Комп}}$ и $E_{\text{Комм}}$, соответственно) в биосенсорном узле определяются следующим образом:

$$5. \quad E_{\text{comp}} = (E_{\text{comp/bit}}) \times \text{number of bits switched,}$$

$$6. \quad E_{\text{comm}} = (E_{\text{comm/bit}}) \times \text{number of bits transmitted.}$$

Для цифровых вычислительных блоков (которые являются общепринятой реализацией) низкочастотная область $E_{\text{Комп/бит}}$ обычно определяется статическим током утечки в устройствах, используемых для вычислений, в то время как в высокочастотной области

доминирует динамическая энергия переключения битов (93, 94). Для оптимальной энергоэффективности проектировщик ищет область, в которой сумма энергии утечки и динамической энергии может быть сведена к минимуму. В результате $E_{\text{Комп}}/\text{bit}$ находится в диапазоне от нескольких фемтоджоулей до петаджоулей. С другой стороны, $E_{\text{Комм}}/\text{bit}$ обычно определяется чувствительностью приемника к частоте битовых ошибок для конкретной скорости передачи данных, потерями канала связи и эффективностью передатчика (2, 4). В результате $E_{\text{Комм}}/\text{bit}$ обычно колеблется от сотен петаджоулей до нескольких наноджоулей для современных реализаций.

Рисунок 4б сравнивает $E_{\text{Комм}}$ с $E_{\text{Комп}}$ для одного и того же количества вычисляемых или передаваемых битов. Современные реализации беспроводных приемопередатчиков (95) потребляют $\sim 10^4$ в раз больше энергии, чем коммутация вычислительных битов в технологических узлах 45 нм и 65 нм. Этот анализ узких мест означает, что интеллектуальные вычисления в сенсорном узле (ISA) могут снизить общее энергопотребление за счет селективной передачи данных, что снижает $E_{\text{Комм}}$ за счет дополнительных $E_{\text{Комп}}$.

Рисунок 4в показывает компромиссы, связанные с реализацией аналогового и цифрового вычислительного блока, с точки зрения требования к соотношению сигнал/шум приложения (96). Для требований с низким отношением сигнал/шум аналоговый блок может выполнять гораздо более энергоэффективные вычисления благодаря использованию свойств, присущих устройству для вычислений (например, векторное умножение проводимости на входное напряжение может генерировать векторный выходной ток, а закон тока Кирхгофа может помочь сложить эти векторные токи без какого-либо громоздкого цифрового умножителя или сумматора). Аналоговая реализация также приводит к меньшему количеству устройств, что приводит к снижению энергопотребления. Тем не менее, аналоговые устройства страдают от накопления эффектов шума и рассогласования на нескольких ступенях, поэтому они полезны только для приложений, которые могут выдерживать низкое отношение сигнал/шум.

Наконец Рисунок 4г Показаны компромиссы в трех различных сценариях. В первом сценарии ISA не учитывается, и полученные данные просто передаются с помощью непрерывной потоковой передачи, что приводит к большому количеству энергии. Во втором сценарии обмен данными осуществляется по рабочим циклам, что приводит к снижению скорости передачи данных и энергопотребления, а также к снижению содержания информации. Однако в третьем сценарии, включив сжатие и встроенное в датчик хранилище, мы можем отправлять более эффективную информацию на единицу энергии за счет дополнительных требований к памяти.

5.2. Примеры внутрисенсорной аналитики в биосенсорике

В зависимости от компромиссов между энергией связи и вычислений, используемого приложения и количества ресурсов, доступных в узле биосенсора с ограниченными ресурсами, частичная или полная обработка полученных данных может происходить в самом сенсорном узле [например, сжатие с обнаружением времени спайка для имплантированного нейронного узла (97–99)]. В этом разделе мы обсудим некоторые распространенные методы ISA для биосенсоров, включая обнаружение аномалий/выбросов и сжатие данных, обнаружение пиков и расчет мощности полосы пиков для нейронных датчиков, а также аналитику на основе машинного обучения.

5.2.1. Обнаружение аномалий и сжатие данных.

Методы обнаружения аномалий могут обеспечить выборочную (и немедленную) передачу данных при возникновении аномалии в нормальном считывании показаний датчика. Например, в здравоохранении селективная передача данных ЭКГ с выявлением аритмии (аномалии) обеспечит немедленное оповещение при минимальных затратах на связь. Сжатие данных, с другой стороны, гарантирует, что максимальное количество информации между передачами может быть сохранено в небольшом объеме памяти датчика. Zhang et al. (60) использовал матрично-умножающий ADC в 130 нм КМОП-технологии, демонстрирующий обнаружение сердечной аритмии на основе ЭКГ. Anvesha et al. (61) продемонстрировали обнаружение аритмии с помощью ADC CS на основе времени.

5.2.2. Детектирование спайков для нейронного зондирования.

Исследователи, изучающие приложения для сбора нейронных сигналов, сосредоточились в первую очередь на увеличении количества каналов записи. По мере увеличения количества каналов увеличивается количество записываемых данных, и становится невозможным передавать все данные от нейронного имплантата к ближайшему центру. Тем не менее, большая часть информации в нейронных сигналах находится в спайках; Таким образом, обнаружения и передачи информации о возникновении и форме шипов достаточно для большинства приложений. Обнаружение возникновения пиков обычно выполняется традиционными методами пороговых значений. Несмотря на то, что форма пика не сохраняется, простое пороговое значение по-прежнему полезно в сценариях, где интересует только появление пиков (100, 101).

Сообщалось о различных реализациях пороговых значений для обнаружения пиков (102, 103). Методы сжатия также были продемонстрированы на нейронных спайках с использованием оптимизированных методов векторного квантования (104), CS (105–107), вейвлет-преобразование (108, 109), преобразование Уолша-Адамара (98) и расчет мощности полосы спайков (99, 110). Методы, основанные на вейвлет-преобразовании и преобразовании Уолша-Адамара, сохраняют информацию как о возникновении, так и о форме спайка.

5.2.3. Аналитика на основе обучения.

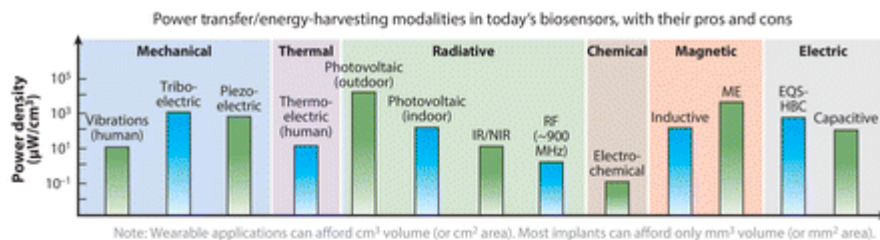
Для носимых устройств, в которых биоузлы имеют больше ресурсов, чем в имплантируемых устройствах, в рамках анализа данных могут быть реализованы облегченные алгоритмы машинного обучения (tinyML). Алгоритм в методике оценки АД без манжеты на основе трансферного обучения с использованием PPG (111) использует графики видимости для создания изображений из сигналов PPG с особенностями, связанными с морфологией сигнала. Результаты показывают, что разница между расчетным и фактическим систолическим и диастолическим АД составляет $-0,080 \pm 10,097$ мм рт.ст. и $0,057 \pm 4,814$ мм рт.ст. соответственно. Это исследование было распространено на маломасштабную сверточную нейронную сеть, использующую модифицированную архитектуру LeNet-5 (112).

Исследование, описанное в этом разделе, подтверждает необходимость включения определенных возможностей обработки данных в биосенсорные узлы в соответствии с их применением. Существуют интересные компромиссы между зондированием, обработкой и коммуникацией, которые будут различаться в зависимости от приложения и конкретных

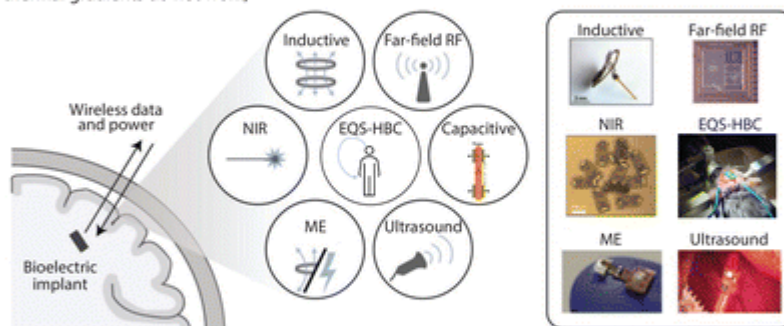
модальностей, выбранных для этих трех функций. Однако эти компромиссы будут определяться доступностью энергии устройств. В следующем разделе мы обсудим различные методы питания этих узлов.

6. ПИТАНИЕ БИОСЕНСОРОВ: СБОР ЭНЕРГИИ В НОСИМОМ ИЛИ ИМПЛАНТИРУЕМОМ УСТРОЙСТВЕ

a Energy availability of different modes of power transfer with a cm^3 volume



b Different methods of wireless power transfer to an implant (where certain modes such as photovoltaic or thermal gradients do not work)



c Performance of different techniques for wirelessly powering an implant

Method	RF	Inductive	Ultrasound	NIR	ME	Capacitive	EQS-HBC	Best
Tissue/bone absorption/scattering	Red	Red	Red	Red	Green	Green	Green	Green
Maximum power transferred shown	Green	Green	Green	Green	Green	Green	Green	Green
Transduction efficiency	Green	Green	Red	Red	Red	Green	Green	Green
Device form factor	Red	Red	Green	Green	Green	Green	Green	Green
Robustness	Red	Red	Green	Green	Green	Green	Green	Green
Safety	Red	Red	Green	Green	Green	Green	Green	Green

Legend: Best (Green), Worst (Red)

Chatterjee B, et al. 2023
Annu. Rev. Biomed. Eng. 25:001-29

В последнее десятилетие исследователи изучали различные способы сбора энергии в биоузлах, включая механические (колебательные, трибоэлектрические и пьезоэлектрические), тепловые (термоэлектрические), радиационные (фотоэлектрические, инфракрасные, NIR, RF), химические (электрохимические), магнитные (индуктивные и магнитоэлектрические) и электрические (EQS-HBC и емкостные) методы. Рисунок 5а Показаны плотности мощности для этих методов.

Рисунок 5 (а) Доступные способы передачи мощности на биосенсор и их типичные плотности мощности. (b) Подмножество модальностей питания имплантата (49). (c) Сравнение способов передачи энергии для имплантата. Сокращения: EQS, электроквасистатический; HBC, коммуникация с человеческим телом; ИК, инфракрасный; МЭ, магнитоэлектрическая; NIR, ближний инфракрасный диапазон; Радиочастотный, радиочастотный. Панель b адаптирована из справочника 49.

По сравнению с носимыми биосенсорами, требования к имплантируемым биосенсорам гораздо более строгие из-за малого форм-фактора и меньшего количества ресурсов. Методы, включающие освещение в ближнем ИК-диапазоне (22, 23), УЗИ (24–29), ВЧ/индуктивный (31–33), магнитоэлектрический (34–36), емкостный (37–39) и EQS-НВС (9, 40–42) недавно были продемонстрированы.

Рисунок 5 b,c Показаны различные способы питания имплантата. На рисунке также сравниваются эти модальности с точки зрения параметров, включая степень поглощения/рассеяния тканей, максимальную передаваемую мощность, эффективность трансдукции, форм-фактор устройства, надежность и безопасность. Радиочастотные/индуктивные методы страдают от абсорбции тканей, в то время как ультразвук страдает от абсорбции костной ткани (например, в черепе для мозгового имплантата). Следовательно, ультразвуковые методы требуют повторителей ниже костного слоя. Аналогичным образом, NIR требует ретрансляторов для улучшения как питания, так и связи. Магнитоэлектрические методы демонстрируют чрезвычайно низкие потери в тканях человека, поскольку человеческое тело имеет относительную проницаемость ~ 1 на частотах в десятки мегагерц или ниже. В результате, магнитоэлектрические методы более безопасны, чем электромагнитные или электромагнитные методы, и сильные магнитные поля могут быть приложены к человеческому телу, чтобы биоузлы получали достаточную энергию. Однако для создания таких магнитных полей требуется значительная энергия, что в какой-то степени приемлемо, учитывая, что магнитные поля создаются от натальной ступицы, обладающей более высокими энергетическими ресурсами. Емкостные методы и методы EQS-НВС не страдают значительными потерями на абсорбцию или трансдукцию тканей. Однако емкостный режим питания требует, чтобы параллельные проводящие пластины были размещены по обе стороны ткани (создавая конденсатор), что может увеличить форм-фактор устройства. Методы EQS-НВС, с другой стороны, основаны на создании электрических полей от имплантата (биоузла) до концентратора; Сигналы проходят через ткань в соответствии с уравнениями для дипольной связи (9, 10), тем самым уменьшая напряжение, получаемое в зависимости от квадрата расстояния.

6.1. Будущие Методы Питания Носимого Устройства

Передача энергии с использованием радиочастотных/индуктивных методов традиционно используется для носимых узлов. Хотя количество энергии, передаваемой с помощью этих методов, может составлять сотни микроватт и более для устройства сантиметрового масштаба, существуют определенные ограничения, связанные с форм-факторами устройства и используемой частотой. Кроме того, передача мощности в ближней зоне ограничена расстоянием, а методы в дальней зоне страдают от эффектов затенения тела (41). Кроме того, ориентация индуктивных катушек на передатчике и приемнике определяет величину передаваемой мощности. Новые методы передачи энергии через человеческое тело (40–42) может передавать энергию по всему телу (и любое носимое устройство, размещенное в любом месте тела, может ее улавливать) независимо от ориентации.

6.1.1. Электростатическое питание, связанное с телом.

Первые методы питания EQS (40, 41) показали, что при передаче мощности с телесной связью потери на трассе на 30–70 дБ ниже, чем в РЧ в дальней зоне при наличии затенения тела. Носимая система работает с рабочей частотой 40 МГц и может восстанавливать 2 мкВт от источника мощностью 1,2 мВт, расположенного на расстоянии 160 см от тела. Однако количество передаваемой мощности уменьшается с расстоянием.

6.1.2. Резонансное питание всего тела.

Modak et al. (42, 43) сообщил о резонансном методе питания всего тела, который использует частоты около 1 МГц, допуская аналогичные потери на пути по всему телу (лучший сценарий EQS). Измерения показали, что носимое устройство передает мощность более 5 мкВт от источника мощностью ~60 мкВт (КПД ~8%), независимо от того, где устройство расположено на корпусе. В системе также использовалась система связи мощностью 2,19 мкВт с использованием EQS-NBC, которая продемонстрировала возможность связи с собранной энергией.

Cho et al. (44) недавно разработал электрическую модель питания на теле. Они показали, что более 1 мВт мощности может быть передано при благоприятных сценариях, в том числе с большими устройствами и на короткие расстояния.

6.2. Будущие методы питания имплантируемого устройства

Требования к энергии для имплантата гораздо более ограничены, чем для носимого устройства, из-за небольшого размера имплантата и невозможности использования или замены батарей. Радиочастотные, индуктивные, ультразвуковые и оптические методы питания имплантата претерпевают большое количество сквозных потерь (например, радиочастота поглощается в ткани, в то время как ультразвук поглощается в костях); Поэтому ретрансляторы часто требуются как для питания, так и для связи. Новые емкостные, двухфазные и магнитоэлектрические методы показывают многообещающие результаты с точки зрения факторов устройств, низкой абсорбции тканей и безопасности.

6.2.1. Емкостное питание.

Методы емкостного питания основаны на передаче энергии с использованием двух наборов дифференциальных пластин: один набор пластин является частью имплантата, в то время как другой набор является носимым (37–39). При использовании емкостных пластин длиной 20 мм × шириной 20 мм × толщиной 3 мм, а также образца говяжьей ткани толщиной 3 мм между ними максимальная мощность передачи составляет 12 мВт с КПД 36% (39). Однако этот метод требует больших емкостных пластин и небольшого расстояния между имплантатом и поверхностью тела.

6.2.2. Двухфазная квазистатическая мозговая коммуникация.

Chatterjee et al. (9) продемонстрировал двухфазный режим питания наряду с коммуникацией. Нателный концентратор в форме наушников может посылать энергию к

имплантированным нейронным узлам посредством дифференциального возбуждения и захвата. Максимум несколько микроватт мощности доступен для имплантата, расположенного на расстоянии 55 мм внутри мозга, с напряжением >35 В (среднеквадратичное значение), приложенным через носимый концентратор. Этот метод имеет низкие потери и позволяет избежать передачи сигнала, что приводит к высокой сквозной эффективности. Тем не менее, он полагается на создание больших электрических полей вокруг тела для питания, что может вызвать проблемы с безопасностью.

6.2.3. Магнитоэлектрическое питание.

Используя воздухоподобную проницаемость человеческого тела, магнитные поля могут распространяться через ткани практически без потерь. Исследователи использовали это свойство (34–36) для демонстрации передачи мощности ~ 400 мкВт на имплантат от носимого устройства, создающего магнитное поле $0,1$ мТл на расстоянии ~ 30 мм. Для изоэнергетической плотности это магнитное поле эквивалентно электрическому полю 300 кВ/м, а значит, на создание таких магнитных полей будет расходоваться значительная энергия. Тем не менее, высокая мощность может быть оправдана, потому что магнитное поле создается на носимом концентраторе, имеющем доступ к лучшим источникам питания.

Основываясь на обсуждении, представленном в разделах 4–6, мы считаем, что EQS-НВС/емкостные режимы для связи и магнитоэлектрические методы питания могут стать оптимальным решением для небольших имплантатов, таких как беспроводные нейронные узлы. С другой стороны, для носимых устройств питание от тела и НВС демонстрируют отличный потенциал для разработки чрезвычайно энергоэффективных многолетних биосенсорных узлов.

7. ПРИМЕЧАНИЕ О БЕЗОПАСНОСТИ И КОНФИДЕНЦИАЛЬНОСТИ ДАННЫХ

Из-за ограниченных ресурсов, присущих биоузлам малого форм-фактора, передовые методы шифрования и высокие накладные меры противодействия сложным атакам [таким как атаки по сторонним каналам (SCA)] часто неосуществимы на сенсорных узлах. Однако стандартные алгоритмы шифрования, такие как AES-256, могут потреблять менее 200 нВт энергии при скорости передачи данных ниже 20 кбит/с (8) на носимом сенсорном узле.

7.1. Модели угроз

Некоторые из наиболее важных моделей угроз для биосенсоров описаны в следующих подразделах.

7.1.1. Атаки по сторонним каналам.

Несмотря на то, что математическая сложность алгоритма восстановления ключа для AES-256 равна 2^{256} (что означает, что метод грубой силы может взломать шифрование с

вероятностью $1/2^{256}$), нетрадиционные методы, такие как EM SCA или Power SCA, могут снизить сложность восстановления до 2^{13} , которая может быть сломана в течение 50 с (113). Алгоритмы корреляционного анализа мощности используются для взлома ключа AES путем просмотра флуктуаций на линиях электропередач во время шифрования; Таким образом, эти алгоритмы представляют меньший риск для носимых и имплантируемых устройств, поскольку злоумышленнику необходим физический доступ к устройствам. С другой стороны, корреляционный электромагнитный анализ (CEMA) может взломать ключ AES, анализируя электромагнитное излучение устройств во время шифрования. SCA на основе CEMA представляют больший риск для безопасности биосенсоров, поскольку атаки могут быть выполнены даже на расстоянии с использованием высокочувствительного приемника.

7.1.2. Повторная атака/имитация устройства.

Злоумышленник может выдать себя за сенсорный узел и воспроизвести/имитировать данные, передаваемые исходным устройством, создавая путаницу у получателя. Если вредоносное устройство передает данные с достаточной мощностью, оно также может заглушить предполагаемую передачу, что приведет к потере важной биофизической информации.

7.2. Аппаратные решения

Программные методы маскировки для предотвращения SCA требуют значительных вычислительных мощностей. Поэтому мы фокусируемся на аппаратных решениях с низкими накладными расходами как для SCA, так и для атак с воспроизведением.

7.2.1. Противодействие атакам по сторонним каналам.

Das et al. (16) продемонстрировал моделирование методом белого ящика и меры противодействия затуханию сигнатур для ЭМ и силовых SCA. Эта контрмера основана на таких методах, как затухание сигнатур в текущей области (CDSA) (17, 18, 114), которые помогают уменьшить количество сигнатур, используемых в SCA питания, наряду с локальным подавлением ЭМ-сигнатур с помощью низкоуровневой маршрутизации металла (18, 19).

CDSA использует источник постоянного тока для подачи тока AES, уменьшая коррелированные флуктуации на линиях электропередач во время шифрования и улучшая показатель качества для контрмер корреляционного анализа мощности. В отличие от этого, локальное подавление ЭМ-сигнатур реализуется путем маршрутизации оборудования шифрования (криптографического механизма) с использованием низкоуровневых металлов в КМОП-процессе. Этот метод гарантирует, что более высокоуровневые и более толстые металлы в КМОП-процессе не будут нести коррелированные токи во время шифрования, которые в противном случае могли бы привести к утечке критически важной информации в виде электромагнитных сигналов. Использование этих методов привело к >33-кратному повышению безопасности SCA по сравнению с современным уровнем техники (18). Была продемонстрирована цифровая реализация CDSA с низкоуровневой маршрутизацией металла для быстрого вывода на рынок приложений (115).

7.2.2. Меры противодействия имитации данных.

Физически неклонированные методы, основанные на функциях, используются для создания специфичной для устройства сигнатуры, используя присущие производственному процессу вариации. Однако эти методы обычно применяются в цифровой сфере, что требует дополнительных этапов обработки и аппаратного обеспечения. Chatterjee et al. (20) предложил новый тип физически неклонированной функции для узлов IoT и биосенсорных узлов с ограниченными ресурсами, которая использует аналоговые и радиочастотные свойства, присущие всем узлам передатчиков. Каждый передатчик по своей природе обладает аналоговыми/радиочастотными неидеальностями в дополнение к предполагаемому цифровому сигналу (или имитируемым цифровым данным, в случае вредоносного устройства) из-за определенных различий в производственном процессе. Учитывая, что эти неидеальности различаются для каждого передатчика, оборудование машинного обучения *in situ* на богатом ресурсами приемнике может обнаружить конкретный передатчик, проанализировав эти неидеальности. Вредоносный передатчик, который имитирует (или изменяет) чужие данные, также может быть идентифицирован отдельно от предполагаемого передатчика. Разработка этой системы была мотивирована уникальными голосовыми сигнатурами в общении между людьми, которые наш мозг использует для сопоставления личности человека с его голосом.

Несомненно, существует большой спрос на включение функций безопасности во время разработки ограниченных ресурсов небольших биосенсорных узлов для защиты личной и связанной со здоровьем информации, что подчеркивает необходимость дальнейшего изучения недорогих, легких аппаратных примитивов безопасности. В результате, эта область быстро становится основным направлением исследований в области биосенсоров.

8. ЗАКЛЮЧЕНИЕ: ВИДЕНИЕ БУДУЩЕГО

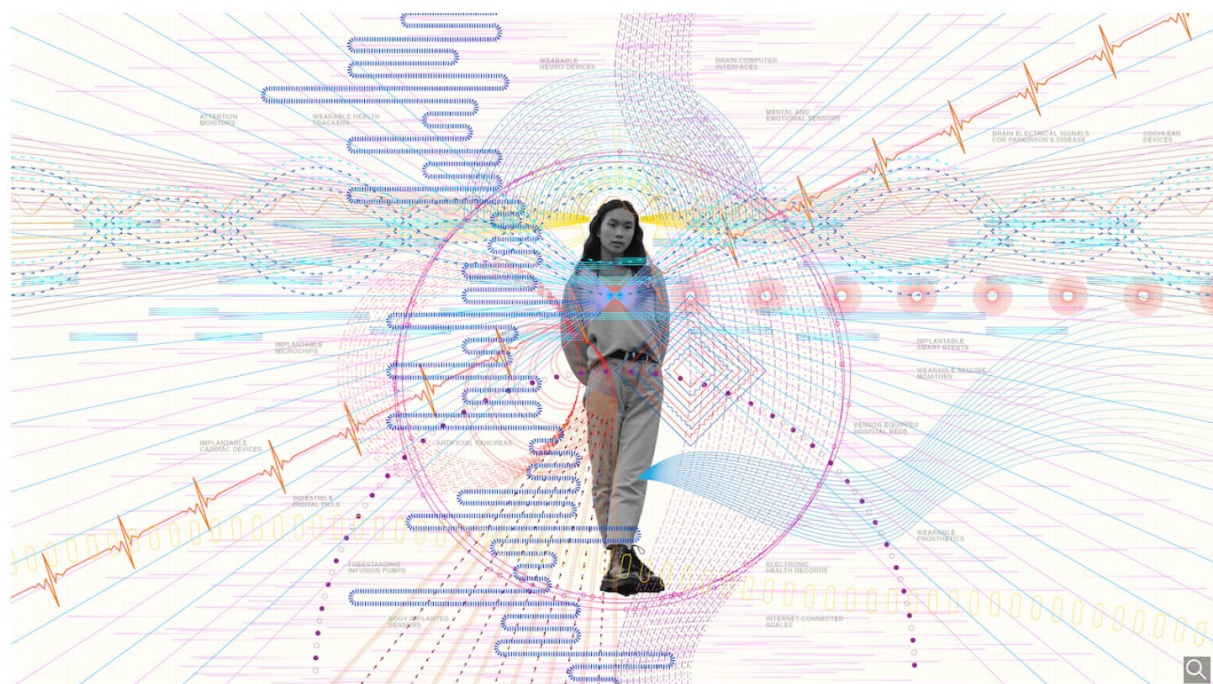
Биосенсоры отличаются от традиционных беспроводных сенсорных сетей специфическими проблемами в носимых и имплантируемых приложениях, включая доступность ресурсов (энергия, вычисления, память), безопасность и питание. В этом обзоре мы определили основную цель проектирования таких подключенных биосенсорных узлов, которая заключается в минимизации энергопотребления на единицу объема информации. Мы сосредоточились на широком анализе составных частей таких датчиков с точки зрения восприятия, обработки, связи и питания, и все они должны быть разработаны для комплексной оптимизации ресурсов на системном уровне для биосенсоров с ограниченными возможностями. Мы также обсудили многочисленные проблемы в виде адаптивного управления на системном уровне, надежности, безопасности, задержек и ограничений питания, указав будущие направления исследований в области умной, безопасной и подключенной биоэлектронной медицины, а также IoV в целом, который может обогатить человеческую жизнь за счет использования прогресса в различных технологиях, обсуждаемых в этом обзоре.

ЗАЯВЛЕНИЕ О РАСКРЫТИИ ИНФОРМАЦИИ

Авторам не известно о каких-либо аффилированных лицах, членстве, финансировании или финансовых холдингах, которые могли бы быть восприняты как влияющие на объективность данного обзора.

Написание этого обзора было частично поддержано Национальным научным фондом (грант 1944602) и Центром Интернета тел (C-IoV).

integrated local feedback and global switched-mode control. In 2021 IEEE International Solid-State Circuits Conference, pp. 499–501. Piscataway, NJ: IEEE



Эта визуализация была вдохновлена культовым фильмом 1977 года «Сила десяти», созданным легендарным дуэтом дизайнеров Чарльзом и Рэем Имсом. В этой работе зритель отправляется в путешествие от мельчайшей единицы жизни (одной клетки) до целой галактики, подчеркивая взаимосвязанность жизни на Земле во всех масштабах.

Статья Лупи поднимает аналогичные вопросы о том, как восприятие человеческого тела будет трансформироваться с помощью технологии IoV, которая по определению является «умной» и подключается по беспроводной сети через Интернет.

Наглядное изображение, показывающее, как технологии Интернета тел могут окружать нас и влиять на нас в будущем, иллюстрация Джорджии Лупи.

В книге «Интернет тел: наше подключенное будущее» визуальные эффекты информационного дизайнера Джорджии Лупи напоминают о будущих «экосистемах данных», которые будут окружать нас, когда технологии IoV будут использоваться в огромных масштабах.

Устройства IoV могут отслеживать, записывать и хранить местонахождение пользователей, функции их тела, а также то, что они видят, слышат и даже думают. Эти устройства сильно различаются по способу использования: некоторые из них являются автономными, например, инфузионные насосы и больничные койки, оснащенные датчиками; другие носимые, например, трекеры здоровья и протезы; а другие имплантируются, например, сердечные устройства и цифровые таблетки, принимаемые внутрь.