

ИНЪЕКЦИОННЫЕ НЕЙРО–НАНОЭЛЕКТРОННЫЕ СЕТИ: К МИНИМАЛЬНО ИНВАЗИВНЫМ МОЗГОВЫМ ИНТЕРФЕЙСАМ ДЛЯ ТОЧНОЙ НЕЙРОМОДУЛЯЦИИ

Ахмед Сохайб А. Ф.

Белорусский государственный университет информатики и радиоэлектроники,
г. Минск, Республика Беларусь

Научный руководитель: Тумилович М.В. – д-р техн. наук, профессор, профессор кафедры ЭТТ

Аннотация: В докладе рассматривается концепция инъекционных макропористых наноэлектронных сетей как альтернативы традиционным жестким нейроимплантатам. Проанализированы аппаратная архитектура, методы преодоления механического несоответствия с тканями мозга и механизмы беспроводной ультразвуковой телеметрии для передачи данных и энергии. Обоснована перспективность применения данных систем в терапии фармакорезистентной эпилепсии и болезни Паркинсона, а также выделены ключевые инженерные барьеры, включая проблему безопасной эксплантации.

Ключевые слова: медицинские электронные системы, нейромодуляция, наноэлектроника, инъекционные интерфейсы, биосовместимость, ультразвуковая телеметрия, нейроинженерия.

Введение. Развитие интерфейсов «мозг–компьютер» (BCI) и систем глубокой стимуляции мозга (DBS) исторически опиралось на использование жестких микроэлектродных массивов (например, Utah Array или массивы Мичиганского типа) [1]. Несмотря на их несомненную клиническую эффективность на начальных этапах применения, долгосрочная стабильность записи потенциалов действия критически снижается из-за неизбежной реакции на инородное тело [1, 4]. Разница в модуле Юнга между кремнием или вольфрамом (около 150 ГПа) и мягкой тканью мозга (1 – 10 кПа) вызывает хроническое микротрение при естественных физиологических пульсациях спинномозговой жидкости и дыхательных движениях. Это механическое несоответствие запускает каскад воспалительных реакций, активируя микроглию и астроциты, что в конечном итоге приводит к формированию плотного изолирующего глиального рубца вокруг электродов [3]. В связи с этим, фокус современных исследований радикально смещается в сторону инъекционной ультрагибкой наноэлектроники, способной физически и функционально интегрироваться с нейронными сетями на клеточном уровне без вызова выраженного иммунного ответа [4].

Основная часть. Физиологические барьеры и биосовместимость. Успешная трансляция наноэлектронных сетей в клиническую практику требует абсолютной минимизации травматизации при имплантации. Использование стереотаксической хирургии позволяет вводить свернутую полимерную макропористую сеть через микроканюлю или иглу с внутренним диаметром менее 100 мкм [3], что сопоставимо с размером самых мелких кровеносных сосудов, тем самым сохраняя целостность гематоэнцефалического барьера (ГЭБ).

Попадая в целевое ядро или кору, структура плавно разворачивается в водной среде ткани, адаптируясь к локальной трехмерной анатомии нейрональных ансамблей. Благодаря сверхвысокой пористости (более 80–90 %) и субклеточным размерам несущих элементов, сеть становится «невидимой» для иммунной системы и не воспринимается микроглией как сплошной барьер [3, 4]. Спустя несколько недель после инъекции наблюдается беспрепятственный рост аксонов, дендритов и капилляров сквозь ячейки устройства. Эта структурная синергия формирует стабильный и долговечный интерфейс, полностью исключая эффект механического и электрического экранирования сигнала, характерный для жестких зондов [3].

Аппаратная архитектура и проектирование биосенсоров. Основой конструкции выступают биосовместимые эластомеры и полимеры, такие как фоторезист SU-8 или полимонохлор–пара-ксилилен (Parylene-C) [3], общая толщина которых составляет всего несколько микрометров, что обеспечивает их изгибную жесткость, близкую к таковой у клеточных мембран. Проводящие пути формируются с использованием нанопроводов из

золота, платины или проводящего полимера PEDOT:PSS [4], который обладает уникальной способностью к смешанной электронно-ионной проводимости, снижая сопротивление на границе «электрод-ткань».

Ключевой фундаментальной проблемой миниатюризации является резкий рост комплексного импеданса электрода при уменьшении его площади, описываемый классическим уравнением 1:

$$Z = R_s + \frac{1}{j\omega C_{dl}}, \quad (1)$$

где Z – общий импеданс системы;

R_s – сопротивление растекания в электролите (ткани);

ω – угловая частота сигнала;

C_{dl} – ёмкость двойного электрического слоя на границе раздела фаз.

Для поддержания низкого значения модуля импеданса $|Z|$ (что критично для сохранения высокого отношения сигнал/шум при регистрации микровольтовых потенциалов действия), поверхности электродов покрываются нанопористым оксидом иридия (IrOx) или углеродными нанотрубками [4], многократно увеличивающими эффективную площадь взаимодействия без изменения геометрических размеров. Дополнительно в узлы сети напрямую интегрируются наноразмерные полевые транзисторы (Nano-FETs) для локального усиления слабого нейронного сигнала непосредственно в точке его возникновения [3, 4], а также схемы мультиплексирования с временным разделением каналов (TDM) для радикального сокращения количества исходящих физических микрокабелей.

Беспроводная передача энергии и данных. Отказ от чрескожных проводов является абсолютным и обязательным условием для долгосрочных мозговых имплантатов из-за риска восходящих инфекций и механических повреждений [1, 2]. Традиционная радиочастотная (RF) телеметрия оказывается неэффективной для инъекционных микросистем из-за сильного затухания высокочастотных электромагнитных волн в водосодержащих тканях и строгих ограничений по удельному коэффициенту поглощения (SAR) – нагрев мозговой ткани не должен превышать 1°C во избежание денатурации белков.

Учитывая, что скорость звука в биологических тканях составляет около 1500 м/с, длина волны ультразвука на безопасной частоте 1 МГц (около 1,5 мм) позволяет использовать микромасштабные приемники антенны [2]. В предложенной архитектуре энергия собирается посредством миниатюрных пьезоэлектрических нанокристаллов (например, титаната бария BaTiO_3 или цирконата-титаната свинца PZT), которые преобразуют внешние ультразвуковые акустические импульсы в электрическое напряжение для питания транзисторной логики [2]. Передача зарегистрированных нейронных данных наружу осуществляется методом акустического обратного рассеяния (ultrasonic backscatter) путем модуляции акустического импеданса кристалла в зависимости от локальной электрической активности нейронов. Это обеспечивает сверхэффективную пассивную передачу данных с практически нулевым собственным энергопотреблением имплантата [2].

Целевые клинические применения. Конформная интеграция полимерных сетей открывает совершенно новые терапевтические горизонты, недоступные для современных клинических устройств [4]:

1 Эпилепсия: высокоплотное пространственное картирование гиппокампа и неокортекса позволяет создать системы замкнутого цикла (closed-loop) для непрерывного мониторинга. Они способны алгоритмически детектировать паттерны зарождающейся икctalной активности и подавлять их точечными микроимпульсами за миллисекунды до клинического проявления приступа.

2 Болезнь Паркинсона и двигательные расстройства: инъекция сетей непосредственно в субталамическое ядро (STN) обеспечивает высоконаправленную (векторную) стимуляцию. В отличие от жестких электродов, сеть не смещается при движениях, сводя к минимуму активацию соседних путей и предотвращая побочные эффекты (такие как дизартрия или мышечные сокращения), характерные для классического DBS [1].

3 Нейропротезирование: восстановление моторных функций у пациентов с травмами спинного мозга посредством декодирования намерений движения из моторной коры с высокой точностью [1, 3] для управления роботизированными экзоскелетами на протяжении десятков лет без потери качества сигнала.

Текущие ограничения и перспективы. Несмотря на высокий трансляционный потенциал, внедрение технологии сдерживается рядом барьеров. Фундаментальной проблемой остается эксплантация: после прорастания нервной ткани сквозь ячейки полимера [3], безопасное удаление устройства без повреждения паренхимы мозга становится практически невыполнимой хирургической задачей. Решение требует создания интеллектуальных биodeградируемых конструкций, способных к растворению по внешнему триггеру. Кроме того, оценка долгосрочной токсичности наноматериалов в спинномозговой жидкости диктует необходимость длительных испытаний *in vivo* [4]. Еще одним вызовом является «бутылочное горлышко» обработки данных: непрерывный поток информации от тысяч узлов требует разработки новых энергоэффективных алгоритмов машинного обучения для их декодирования в реальном времени.

Заключение. Инъекционная нейроэлектроника представляет собой качественный скачок в нейроинженерии. Синергия ультрагибких эластомеров, наносенсорики и ультразвуковой телеметрии позволяет элегантно преодолеть фундаментальные недостатки традиционных нейроимплантатов [1, 2, 4]. Успешный переход технологии в рутинную клиническую практику напрямую зависит от междисциплинарного решения проблем биоразлагаемости, кибербезопасности и обратимости хирургического вмешательства, что в перспективе сделает безопасный симбиоз человеческого мозга и вычислительных систем реальностью.

Список литературы

1. Normann, R. A. *Clinical applications of penetrating neural interfaces and Utah Array technologies* / R. A. Normann, E. Fernandez // *Journal of Neural Engineering*. – 2016. – Vol. 13, № 6. – Art. № 061003.
2. Seo, D. *Neural dust: an ultrasonic, low power solution for chronic brain-machine interfaces* / D. Seo [et al.] // *arXiv preprint arXiv:1307.2196*. – 2013. – 11 p.
3. Luan, L. *Ultraflexible nanoelectronic probes form reliable, glial scar-free neural integration* / L. Luan [et al.] // *Science Advances*. – 2017. – Vol. 3, № 2. – Art. № e1601966.
4. Hong, G. *Novel electrode technologies for neural recordings* / G. Hong, C. M. Lieber // *Nature Reviews Neuroscience*. – 2019. – Vol. 20, № 6. – P. 330–345.

UDC 615.47:621.38

INJECTABLE NEURAL NANO-ELECTRONIC MESHES: TOWARDS MINIMALLY INVASIVE BRAIN INTERFACES FOR PRECISE NEUROMODULATION

Ahmed Sohaib

Belarusian State University of Informatics and Radioelectronics, Minsk, Republic of Belarus

Tumilovich M.V. – Dr. of Sci., Professor, Professor of the department of ETIT

Annotation. This article explores the concept of injectable macroporous nanoelectronic meshes as a viable alternative to traditional rigid neuroimplants. The study analyzes the hardware architecture, methods for overcoming mechanical mismatch with brain tissue, and the mechanisms of wireless ultrasonic telemetry for power and data transmission. Furthermore, it substantiates the prospective clinical applications of these systems in the targeted therapy of drug-resistant epilepsy and Parkinson's disease, while also highlighting critical engineering barriers, primarily the challenge of safe explantation.

Keywords: medical electronic systems, neuromodulation, nanoelectronics, injectable interfaces, biocompatibility, ultrasonic telemetry, neuroengineering.