



впливу на потенціал дії клітини. Створення засобів моделювання в реальному розмірі, які дозволяють відтворити та безпосередньо дослідити збудження клітини електричними стимуляторами не представляється можливим із-за малості об'єкту досліджень. Математична модель процесів не володіє повнотою. Спроба наблизити модель до об'єкта дослідження приводить до неоправданого її ускладнення. Тому електронний пристрій є компромісним варіантом.

В даній роботі приведено та досліджено електричний пристрій, що відтворює основні моменти поведінки потенціалу дії клітини при збудженні імпульсними струмами різної тривалості та амплітуди. Біологічні системи є досить складними, часто мають власні резонансні частоти, збудження яких вимагає їх наявність в спектральному складі діючих імпульсів струму. Тому вибір прямокутних імпульсів з крутими фронтами оправданий, оскільки така форма забезпечує надзвичайно широку спектральну смугу порядку оберненого часу їх тривалості.

Електронний пристрій-модель дозволяє отримати криву, що відтворює основні властивості потенціалу збудження: наявність порогового значення електричної напруги, при збудженні постійним струмом; зміна величини порогу збудження в залежності від тривалості електричного імпульсу.

Діючий імпульс струму формується мультівібратором. Мультівібратор з змінними часовими параметрами імпульсу створено на основі 555 таймера.

Емулятор клітини включає компаратор напруги, що відтворює наявність порогу збудження. Даний параметр можна плавно змінювати від 1-70% амплітудного значення різниці потенціалів клітини та міжклітинного простору.

Вихід компаратора підключено до контакту активного опору, інший контакт якого сполучено з паралельно включеними конденсатором та резистором. Конденсатор відтворює емнісні властивості мембрани клітини, відповідні резистори – провідність калій-натрієвих каналів. Схема та номінали електронних компонент підбиралась емпірично. При цьому використовувався критерій найкращої відповідності поведінки пристрою до поведінки реального об'єкту дослідження.

Буде наведено математичну модель, що описує перехідні процеси при дії на клітину імпульсним струмом заданої тривалості. Аналіз моделі проводився в наближенні часу релаксації. Експерименти та розрахунки показали, що амплітуда мінімального струму збудження в наближенні коротких імпульсів обернено пропорційна часу їх тривалості. Слід відмітити, що система не реагує на збудження, якщо наступний імпульс відбудеться раніше завершення перехідних процесів, що виникли внаслідок дії попереднього.

В рамках даної електронної моделі буде показано, що поведінка порогового електронного потенціалу в залежності від тривалості імпульсу збудження повністю відповідає аналогічній поведінці різниці потенціалів реальної клітини. Даний електронний пристрій, як і математична модель, можуть використовуватись для прогнозу поведінки клітин різної природи при збудженні імпульсними сигналами різної форми модуляції.

Федів В.І.

БІОФУНКЦІОНАЛІЗАЦІЯ КВАНТОВИХ ТОЧОК ДЛЯ ВИКОРИСТАННЯ В МЕДИЦИНІ

*Кафедра біологічної фізики та медичної інформатики
Вищий державний навчальний заклад України
«Буковинський державний медичний університет»*

Квантові точки (КТ) (напівпровідникові наночастинки) є важливими складовими для утворення різноманітних функціональних надструктур медицині. Вони наділені багатьма специфічними оптичними й електронними властивостями, які залежать від їх розмірів, форми, складу та мають передбачуваний характер. Розміри їх можуть складати від одиниць до сотень нанометрів, що співрозмірно з розмірами субклітинних структур та спонукає до



використання їх як флуоресцентних міток для біомолекулярної та клітинної візуалізації, нанозондів для впливу на клітинному та молекулярному рівнях.

Багато методів синтезу дозволяють отримати високодисперсні, гомогенні КТ в органічних розчинниках. Але для того щоб їх використовувати в медицині необхідно отримати водорозчинні наночастинки. Тому вони потребують біофункціоналізації, для того щоб досягти чотирьох ключових вимог: збільшити стабільність у воді наночастинок впродовж тривалого проміжку часу; отримати присутність стерично доступних біофункціональних груп для біокон'югації; біосумісність та неімуногенність у живих системах; відсутність перешкод для прояву природніх властивостей наночастинок.

Для досягнення розчинності у воді наночастинок використовують декілька основних методів, зокрема: метод обміну ліганд, метод гідрофобної взаємодії з амфифільними полімерами, метод капсуляції наночастинок у фосфоліпідні міцели або покриття наночастинок полісахаридами. Для використання КТ у біологічних системах необхідна біокон'югація, тобто приєднання біологічних молекул до поверхні КТ без пошкодження функціональних можливостей біомолекул. Цей процес відбувається з допомогою молекул з такими реактивними групами, як $-\text{COOH}$, $-\text{NH}_2$ або $-\text{SH}$. Але процес біофункціоналізації супроводжується проблемами, які пов'язані зі зміною стеричної конфігурації біомолекул, що призводить до зміни їх функціонального стану і вимагає експериментального підтвердження властивостей біомолекул після біофункціоналізації.

Тому для покращення біологічних властивостей КТ і збереження їх властивостей використовують інкапсуляцію в полімерах, розчинність у воді, агрегацію та біорозподіл, роблячи їх перспективними при використанні у мультифункціональних наноструктурах та нанопристроях, які можуть одночасно брати участь у лікувальних процесах та слугувати нанозондом для спостереження у реальному часі.

Шаплавський М.В.

АНТЕРОГРАДНА КАПІЛЯРНА АРХІТЕКТОНІКА МІКРОЦИРКУЛЯТОРНОЇ МЕРЕЖІ ЯК ФУНКЦІОНАЛЬНА УМОВА ГЕМОДИНАМІКИ

Кафедра біологічної фізики та медичної інформатики

Вищий державний навчальний заклад України

"Буковинський державний медичний університет"

Зараз вважають, що відтік складових крові до тканин здійснюється у проксимальній частині капіляру, а повертається вона до нього у дистальній за рахунок падіння градієнту гемостатичного тиску за тим же вектором. Реальний механізм такого перепаду тиску висвітлено нами раніше. У будь-якому разі неминуче виникає питання – який шлях проходять складові артеріальної крові до клітин і венозної від них до капілярів? Неминуче, бо живлення клітин, наприклад, киснем і глюкозою за мірою віддалення від устя капіляру стрімко знижувалося би у зв'язку з наростанням концентрації продуктів життєдіяльності у такій зоні. Останнє, цілком очевидно, обмежує вирішальну роль градієнтів концентрації у живленні клітин, адже тепловий рух, заблокований наріжним термодинамічним параметром – температурою.

Яким же чином еволюція капілярної системи вирішила проблему наріжної ролі градієнту концентрації dC/dx , де C – концентрація, а x – відстань? За нашим переконанням – зменшенням відстані, що є результатом антероградної (протилежної за вектором) орієнтації капілярів у мікροциркуляторній мережі. На висвітлену концепцію наштотує, зокрема, незмінна парність розміщення артерій і вен та дослідження формування капілярних мереж у онтогенезі.