

*А.Л. БОБРОВ¹, О.М. БОРИСЕНКО¹, Д.С. БАТУЛІН²,
О.К. БОДИЛОВСЬКИЙ², Є.С. КАРПЛЮК², О.Ю. ПАНИЧЕВ²,
А.А. ПОПОВ², С.Є. ШОФЕРИСТОВ³*

ВІДНОВЛЕННЯ МИГАННЯ ПРИ ОДНОБІЧНОМУ УРАЖЕННІ ЛИЦЕВОГО НЕРВА ЗА ДОПОМОГОЮ БІОЕЛЕКТРИЧНОЇ СИСТЕМИ В ЕКСПЕРИМЕНТІ

*¹ДУ «Інститут отоларингології ім. проф. О.С. Коломійченка НАМН України»
(дир. – акад. НАМН України, проф. Д.І. Заболотний);
Каф. фізичної та біомедицинської електроніки Нац. техн. ун-ту України «Київський
політехнічний інститут»; НВП «ВЕЛ»*

Ураження лицьового нерва (ЛН) – найбільш часте порушення серед уражень черепно-мозкових нервів. Внаслідок порушення його функції розвивається параліч мімічної мускулатури і, як наслідок, – спотворення обличчя та неможливість заплющення ока, що може призвести до атрофії рогівки та втрати зору [16, 17]. Частота ураження ЛН різноманітної етіології в США складає приблизно 50 випадків на 100 000 населення (3).

Більшість запропонованих хірургічних втручань з реінервації мімічної мускулатури забезпечує відновлення функції ЛН до II-III ступеня за шкалою House-Brackman не більше ніж у 60% пацієнтів [10]. Такі альтернативні хірургічні втручання, як використання механічних пружин, грузиків, що збільшують вагу верхнього повіка, м'язевих транспозицій також не забезпечують повного функціонального результату та мають достатньо високий рівень невдач та ускладнень [1, 7, 8, 10]. Жоден з цих методів, навіть тих, що використовуються в комбінації, не є повністю ефективним.

В численних дослідженнях автори вказують на ефективність застосування функціональної електростимуляції (ФЕС) після хірургічних втручань для досягнення повного м'язевого скорочення та попередження атрофії у денервованих мімічних м'язах чи денервованих м'язах кінцівок [4-6, 22]. Таким чином з'являється альтернати-

вна можливість заплющення повік шляхом прямої електричної стимуляції повністю чи частково денервованого кругового м'яза ока (КМО) для посилення скорочення при частковій реінервації після нейроррафій.

Деякі автори звертають увагу на можливість повного заплющення ока при однобічному ураженні ЛН шляхом прямої електростимуляції в експерименті на тваринах [13, 14, 16-18, 20, 21], а також позитивний вплив електростимуляції денервованого КМО на його реінервацію [24]. Було проведено оцінку деяких типів стимуляції та двох типів електродів під час стимуляції зовнішніми стимуляторами [13, 14, 16-18, 20, 21].

Метою нашого дослідження була розробка пристрою зі зворотнім зв'язком, що повністю імплантується, для втілення повного синхронного заплющення очей. Наявність симетричних рухів на обличчі має на увазі збереження природного тригера для запуску стимуляції у вигляді електроміографічних ознак миготіння на здоровому боці при однобічному ураженні ЛН. Після аналізу електроміографічного (ЕМГ) сигналу та визначення паттерну миготіння є можливість визначення моменту часу миготіння в автоматичному режимі в реальному часі. Отриманий маркер миготіння запускає роботу стимулятора для паралізованого м'яза, тим самим забезпечуючи миготіння на паралізованому боці синхронно зі здоровим.

У нашій роботі була проведена оцінка ефективності системи реєстрації ЕМГ-паттерна миготіння на здоровому боці та різноманітних алгоритмів прямої електричної стимуляції денервованого КМО. Також виявлено ряд закономірностей під час стимуляції: співвідношення амплітуда / тривалість стимулу, закономірності тимчасового вимірювання співвідношення амплітуда / тривалість під час усього періоду стимуляції.

Ці результати сприятимуть специфікації вимог до пристроїв, що імплантують хронічно для відновлення функції заплющення повік.

Матеріали та методи

В експерименті на 12 статевозрілих кролях було створено модель однобічного ураження ЛН з послідуємим паралічем КМО, після чого було перевірено можливість роботи в режимі реального часу біоелектричної системи по типу зворотнього зв'язку, яка повністю імплантується. Біполярний реєструючий електрод для реєстрації ЕМГ був імплантований у КМО на здоровому боці, а 2-контактний стимулюючий електрод імплантований в КМО на стороні УЛН у верхню і нижню повіку в ділянці латерального та медіального кутів ока. Головний пристрій з індуктивною антеною був розташований на спині тварини. Для оцінки ступеню закриття ока виконувалась реєстрація закриття ока у процесі роботи пристрою при різних параметрах стимуляції.

А. Дисекція і пересічення ЛН

Перед хірургічним втручанням тваринам була проведена анестезія за допомогою внутрішньом'язової ін'єкції кетаміна (50-80 мг/кг) і ксилазіна (5-10 мг/кг). Проведено розріз в ділянці між нижньою щелепою тварини і основою вушної раковини, ідентифікований ЛН та його гілки, що було підтверджено за допомогою стимуляції на моніторі ЛН (Neurosign). Далі було виконано повне пересічення основного стовбуру ЛН з його перев'язкою для попередження можливої реіннервації. Після цього виконувались розрізи шкіри на верхній повіці з двох сторін для підшкірної імплантації пелюсткових електродів з метою виконання стимуляції на стороні паралічу і реєстрації ЕМГ-сигналу на здорово-

му боці (рис. 1). Електроди підшивались до оточуючих тканин у підшкірному просторі, рана була закрита 4-0 викрилом вузловими швами. Тварини отримували в/м антибіотикотерапію (пеніцилін 150000) на протязі 3 діб. На протязі всього послідуємого періоду стимуляції виконувалась перевірка мигального рефлексу з обох боків з метою перевірки порушення іннервації КМО.

Рис. 1. Схема розташування електродів на голові експериментальної тварини

В. Система для відновлення мигання, що імплантується

В ході роботи був збудований прототип біоелектричної системи для відновлення мигання. Ця система забезпечує реєстрацію ЕМГ з електродів на здоровому боці, визначення явища мигання в зареєстрованому сигналі і міо-нейростимуляцію КМО на стороні ураження ЛН за допомогою стимуляційних електродів.

Система складається з:

- імплантованих електродів для відведення ЕМГ сигналу з КМО на здоровому боці (рис. 3а);
- міографічного підсилювача і аналого-цифрового перетворювача;
- мікроконтролера;
- джерела струму, що програмується;
- стимулюючих електродів, що імплантуються на денервованій КМО (рис. 3б);
- індуктивної котушки, що забезпечує індуктивний зв'язок із зовнішньою частиною імплантату (рис 3в);

- зовнішня частина системи (пульт пацієнта), що забезпечує живлення і керування імплантованою частиною електронейростимулятора (рис. 4).

В якості рухомих провідників, які з'єднують нейростимулятор з електродами, використовується спіральний багатожил-

ний провідник в ізоляції із біосумісного силікону. В якості електричних контактів, які контактують з біологічним середовищем, використовувались пелюсткові мікроелектроди із платини або сплаву платина-іридій. Кожний мікроелектрод має отвір для фіксації електрода до м'яза.

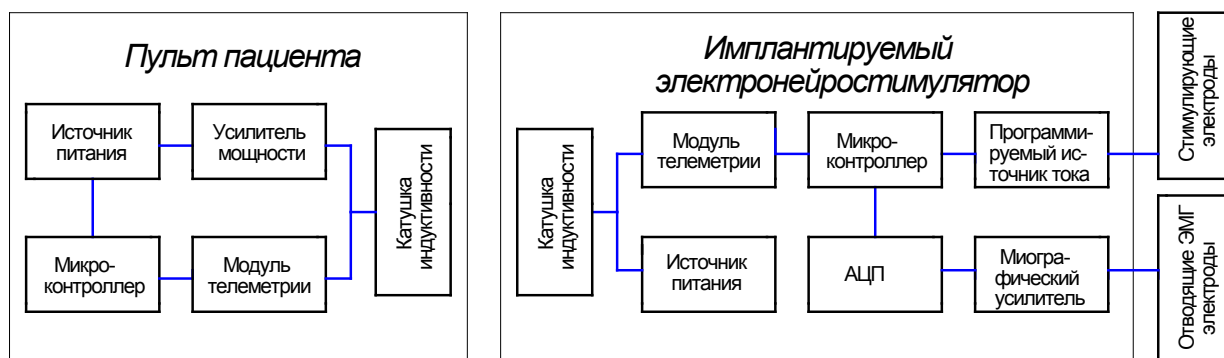
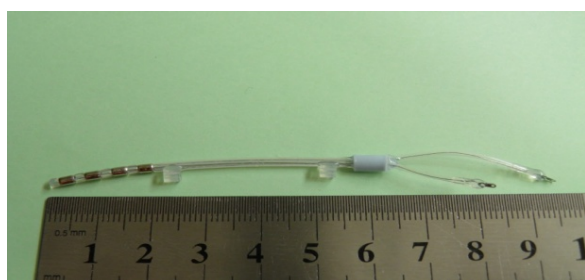
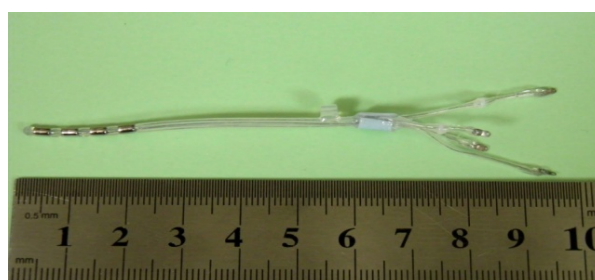


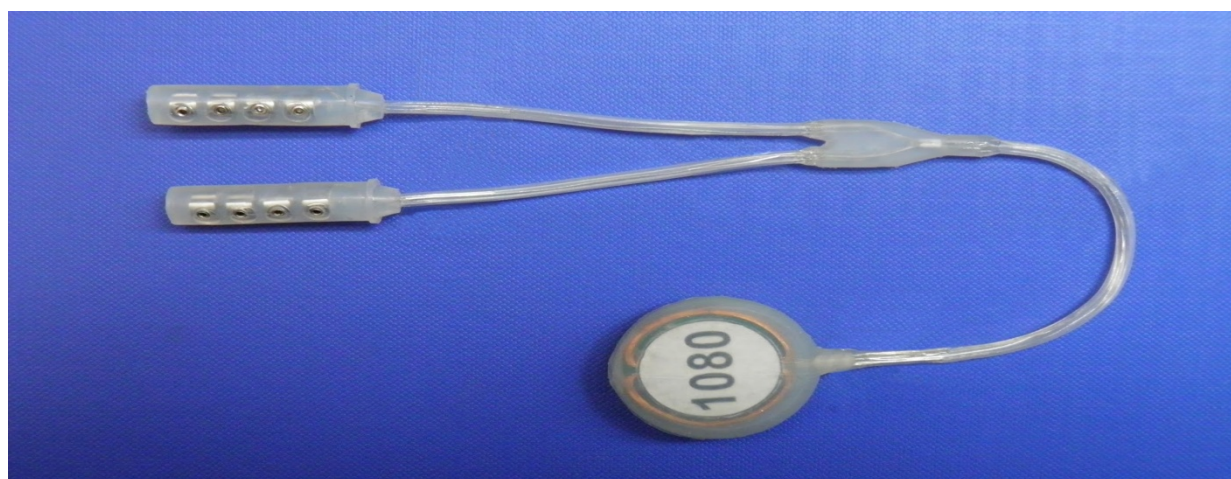
Рис. 2. Структурна схема системи відновлення мигання.



а) реєструючі ЕМГ електроди



б) Стимулюючі електроди



в) Електронейростимулятор, що імплантується, з вбудованою котушкою для індуктивного зв'язку, електронним блоком і конекторами для підключення електродів.

Рис. 3. Електронейростимулятор, що імплантується, з реєструючими і стимулюючими електродами



Рис. 4. Зовнішній пульт керування з телеметричною антеною.

В. Детектування явища мигання

На рис. 5 наведено блок-схему алгоритму детектування мигання.

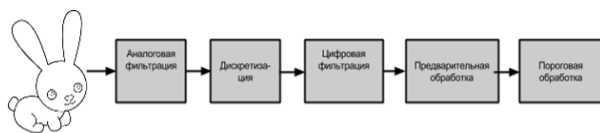


Рис. 5. Блок-схема детектування мигання

Сигнал ЕМГ реєструвався за допомогою ЕМГ електродів, імплантованих в круговий м'яз ока на здоровому боці. При аналоговій фільтрації шумозаглушення перешкоди від мережі електропостачання проводили за допомогою вузькосмугового режекторного фільтра. Потім проводилася фільтрація фільтром нижніх частот з метою усунення високочастотного шуму у вихідному сигналі. Далі оцифровані ЕМГ опрацьовувались у мікроконтролері.

Для виявлення мигання вихідний сигнал пропускали через 2 цифрових фільтри. Фільтр верхніх частот використовувався для того, аби позбавитися компонентів, що змінюються повільніше, ніж мигання, і для усунення дрейфу ізолінії. Був використаний фільтр верхніх частот з апроксимацією Баттерворта з частотою зрізу 3 Гц. Після цього був застосований фільтр нижніх частот з частотою зрізу 15 Гц, щоб видалити високочастотний шум і компоненти, які вважаються неінформативними. Приклад вихідного сигналу ЕМГ наведено на рис. 6.

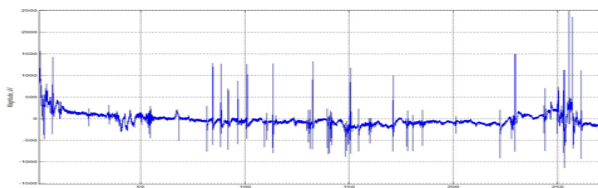


Рис. 6. Приклад вихідного сигналу ЕМГ з миганням

Після отримання відфільтрованого сигналу ЕМГ, його було піднесено до квадрату та усереднено методом ковзаючого вікна для отримання опорного сигналу. Довжина вікна була обрана рівною 500 мс, перекриття вікон = 10 мс. Усереднений сигнал було піддано пороговій обробці та події мигання позначено як частини, де опорний сигнал вищий за порогове значення. На рис. 7 наведено приклади сирих та опорних сигналів. В нижній частині помічено події мигання. Більш детальний аналіз отриманих результатів наведено на рис. 8, де позначено та прокоментовано різноманітні результати.

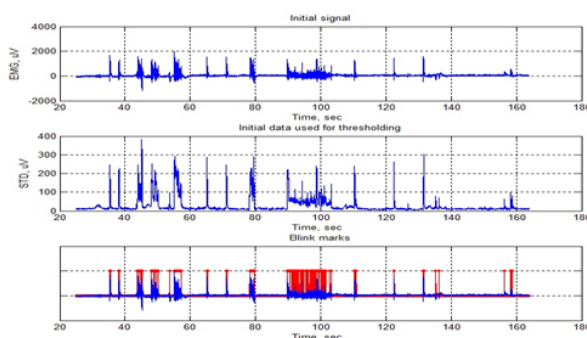


Рис. 7. Приклади вихідного ЕМГ з миганнями (верхній графік), референсного сигналу, що використовується для порогової обробки (середній графік), та моменти мигання, позначені червоними точками (нижній графік).

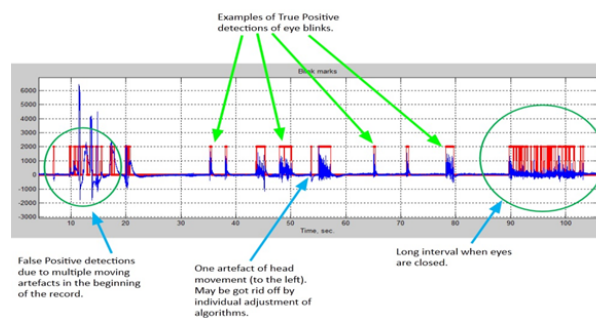


Рис. 8. Різноманітні результати детектування мигань.

D. Протокол електричної стимуляції

В ході проведення хронічного експерименту були дослідженні моторні відповіді КМО дослідних тварин на електричну стимуляцію біфазними імпульсами струму. Стимуляційні параметри варіювали по частоті (від 40 до 50 Гц), амплітуді сили струму (від 1 до 7 мА) і ширині імпульсу (від 100 до 400 мкс). Перед безпосереднім проведенням вимірювання було визначено, що результати не залежать від порядку проходження стимуляційних параметрів (послідовності вимірювання значень частот та тривалості імпульсу у прямому, інверсному або випадковому порядку).

Основним завданням експерименту було визначення здатності системи працювати у режимі реального часу і визначення параметрів стимуляційних впливів, при яких досягається повне функціональне скорочення КМО без досягнення больового порогу дослідних тварин. Особлива увага приділялась досягненню повного функціонального скорочення КМО (закриття ока) у ході реабілітації після повної трансекції лицевого нерва.

Кожна тварина спостерігалась на протязі 30 діб. Після проведення операції трансекції та імплантації електродів тварини відновлювались на протязі 3 діб для заживлення і зниження набряку тканин. На протязі послідовних 4 діб (4-7-й дні після імплантації) тварини були піддані електростимуляції на протязі 20 хв кожний день без реєстрації виникаючих моторних відповідей. Такий режим можна назвати «тренувальним», так як від сприяє адаптації тварини до проведення експерименту, а також первинній адаптації м'яза до прямої електричної стимуляції.

Починаючи з 8-ї доби після проведення імплантації, кожній тварині проводилась 2-годинна стимуляція і вимірювались значення порогової сили струму для тривалості імпульсу 100; 200; 300 та 400 мкс та частот 40; 42; 44; 46; 48 та 50 Гц. Під поняттям порогового струму (Threshold Stimulation Current, TSC) приймається мінімальне значення сили струму, при стимуляції котрим досягається повне закриття щілини ока. Перевищення порогового значення також

приводило до закриття ока, проте могло супроводжуватись видимим дискомфортом із-за появи больових відчуттів у тварини. Експериментальним шляхом було встановлено, що стимуляція з паузою між пачками стимуляційних імпульсів струму менш ніж 6 с призводить до деградації моторної відповіді КМО, в зв'язку з чим пауза між впливами була обрана 7 с.

Після виконання протоколу стимуляції кролів умертвляли внутрішньосерцевою ін'єкцією Pentobarbital (120 мг/кг), потім брались зразки тканин із верхньої і нижньої повік з обох сторін для проведення гістологічних досліджень. Аналіз цих зразків буде предметом іншого дослідження.

Результати дослідження

A. Хірургічне втручання

Ідентифікація ЛН, а також імплантація міостимулятора з електродами досить проста хірургічна процедура, яку легко відтворити. Ідентифікація нерва проводилась у всіх випадках за допомогою монітора ЛН і стимулятора. Місце розміщення електродів суттєво не впливало на повне закриття ока. В подальшому контроль ураження ЛН виконувалась за допомогою реєстрації відсутності мигального рефлексу на боці ураження кожні 7 діб від початку експерименту. У всіх **7 експериментальних тварин** всі етапи хірургічного втручання були успішно реалізовані.

B. Синхронізація мигання

У всіх **7 тварин** було досягнуто синхронізацію скорочень денервованого кругового м'яза ока зі здоровою стороною в режимі реального часу. Відзначено збільшення скорочень КМГ на стороні перетину ЛН на 14% в порівнянні з природним рівнем миготіння в зв'язку з гіпердетекцією патерну мигання.

C. Результати оцінки параметрів стимуляції

C.1. Частота струму стимуляції

Розроблений пристрій для стимуляції дозволяє змінювати частоти стимуляції у вільному порядку. В першій частині експе-

рименту було досліджено вплив порядку установки частоти стимуляції на величину порогового струму для визначення можливих залишкових ефектів впливу струму визначеної частоти на скорочення КМО. Залежності порогової сили струму від дня стимуляції для різних частот представлено на рис. 9.

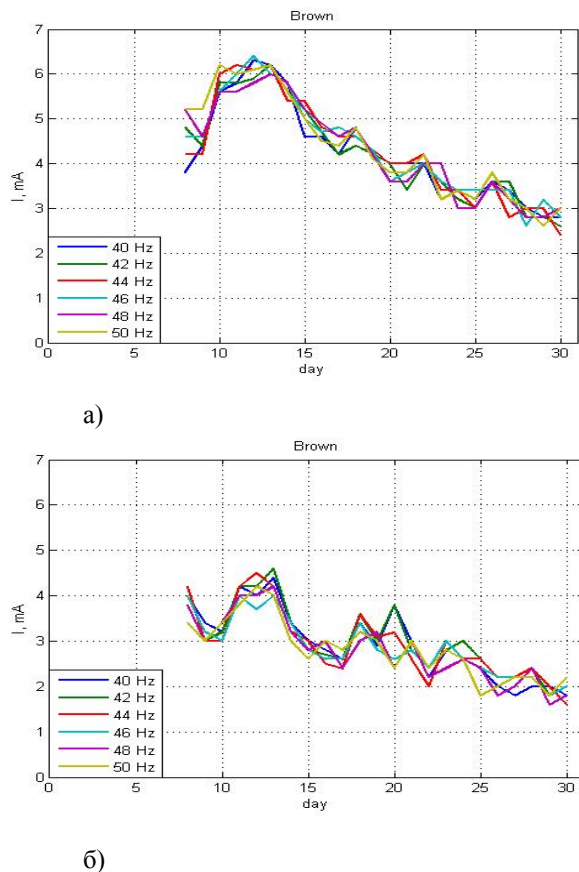


Рис. 9. Залежність сили порогового струму від часу з моменту операції для тварини «Brown» при ширині імпульсу 100 мс (а) та 400 мкс (б)

З представлених даних видно, що для всіх частот імпульсу значення порогового струму були близькими і змінюються однаково у часі. Різниця у значеннях сили струму для різних частот носять випадковий характер і, можливо, утворюються похибкою вимірювання. Таким чином, у подальшому вимірювання сили струму на різних частотах були використані для визначення середнього значення сили порогового струму при визначеній тривалості імпульсу у визначений день, виходячи з припущення, що значення порогової сили струму не за-

лежить від частоти імпульсів, що подаються в інтервалі 40-50 Гц.

С.2. Вимірювання параметрів стимуляції у часі

В експерименті було досліджено залежність необхідної для закриття ока сили струму стимуляції від часу і для різної ширини стимулюючого імпульсу. На рис. 10 представлені залежності величини порогового струму від часу до значень ширини стимулюючого імпульсу 100; 200; 300 та 400 мкс. Дані представлені для 4 дослідних тварин.

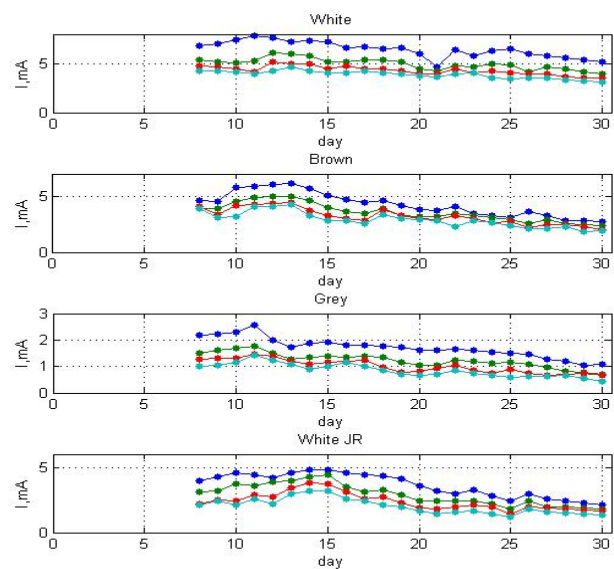


Рис. 10. Залежність сили порогового струму для 4 значень ширини стимулюючого імпульсу від часу з моменту імплантації для тварин «White», «Brown», «Grey» та «White Jr». Синім кольором відмічено криву, що відповідає тривалості імпульсу 100 мкс, зеленим – 200 мкс, червоним – 300 мкс і коричневим – 400 мкс, відповідно.

В результаті аналізу кривих залежностей порогової сили струму, були виділені 4 характерні частотні області з стійкими тенденціями вимірювання:

1. Область до 10-го дня стимуляції характеризується відносно низькими значеннями порогової сили струму. Однак в ході вимірювань було відмічено суттєво більшу відносно послідовних областей графіка, нестабільність моторної відповіді. Цю про-

блему було вирішено збільшенням інтервалів між стимуляціями.

2. Область 10-14 днів стимуляції характеризується значним ростом порогових амплітуд сили струму. Нестабільність результатів, відмічена у першій часовій області (до 10-го дня), зберігається.

3. Область 15-20 днів стимуляції характеризується зниженням амплітуд порогового струму стимуляції, помітна стабілізація моторної відповіді: око закривається

більш фізіологічно, без посмикувань і тетанусів.

4. Область 21-30 днів стимуляції. Спостерігається подальше стабільне зниження порогових амплітуд сили струму. Досягається повне функціональне закриття очної щілини. Ближче до 30-го дня з'явилися рідкі (не більше 2-3 за час вимірювань), різкі повні скорочення КМО, котрі, можливо, викликані частковою реіннервацією КМО.

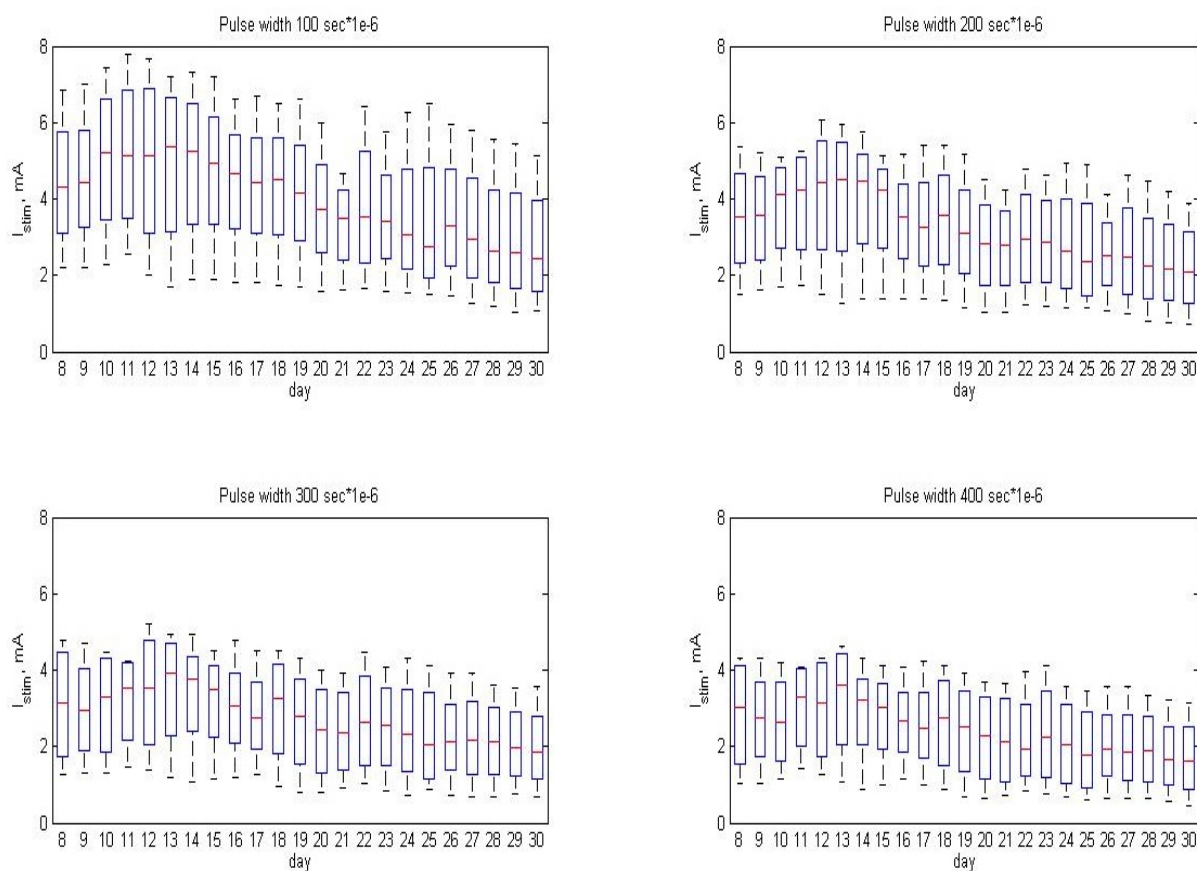


Рис. 11. Діаграма розмаху сил порогових струмів для 4 значень ширини стимулюючого імпульсу на протязі всього дослідження.

На рис. 11 приведені діаграми розмаху значень сили порогового струму і її вимірювань у часі. Кожний із графіків описує вимірювання сили порогового струму стимуляції від дня з моменту початку стимуляції для визначеної ширини стимулюючого імпульсу. Можна зробити висновок, що має місце загальна тенденція до зниження величини порогового струму, починаючи з 11-13-ї доби для всіх значень ширини імпульсу.

С.3. Залежність амплітуди від тривалості імпульсу струму

На рис. 12 приведені залежності порогової сили струму від ширини стимулюючого біфазного імпульсу, на 14-у добу (2-й тиждень) та 30-у добу (4-й тиждень) від початку експерименту.

В результатах простежується тенденція до лінійного зниження необхідної для закриття ока сили стимулюючого струму по

мірі збільшення ширини імпульсу. Однак при стимуляції імпульсами шириною 400 мкс були помітні збудження тканин оточуючих мімічних м'язів, що є неприпустимим для поставленого завдання.

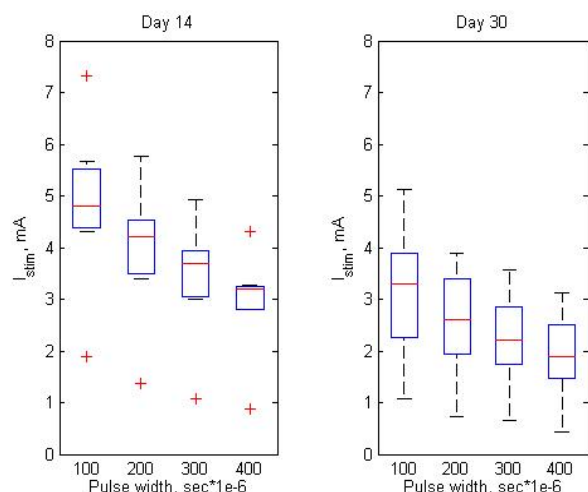


Рис. 12. Діаграма розмаху для залежності сили порогового струму від ширини імпульсу для 14-ї та 30-ї доби стимуляції

IV. Обговорення

Результати хірургічного лікування пацієнтів з ураженням ЛН забезпечують відновлення його функції до II-III ступеню за шкалою House-Brackman, за даними деяких авторів, в середньому у 60% обстежених [10]. В свою чергу, при морфологічній оцінці результатів хірургічної ре-інервації ЛН автори відмічають достатню або навіть гіперреінервацію м'язів-мішеней [2, 11, 12, 19]. На нашу думку, виникає два можливих пояснення неповного функціонального відновлення при достатній реінервації м'язів, одним із яких є припущення про порушення усталених нейрональних просторово-часових паттернів рухів від кори ГМ до м'язів-мішеней внаслідок тривалого анатомічного розриву даного нейронального ланцюга. Це підтверджується позитивним впливом на функціональне відновлення терапевтичної електростимуляції, синхронної з природними рухами, після процедур нейрорафій [5]. Таке поліпшення, в свою чергу, можна пояснити відновленням зв'язку ЦНС з м'язами-мішенями по відно-

вленому ЛН за рахунок викликаного електростимуляцією мигального рефлексу, а також відновленням відчуття роботи м'язів у ЦНС з пропріорецепторів м'язів. При застосуванні електростимуляції фактично відбувається «перезавантаження драйвера» мімічних м'язів у ЦНС. На користь цього говорить більше відновлення довільних рухів у пацієнтів після нейрорафій у комплексі з ТЕС, в порівнянні з групою пацієнтів без її використання у післяопераційному періоді [5].

Іншим значущим аспектом, на нашу думку, є аберрантна кінцева ре-іннервація, що може пояснити нерівномірне залучення волокон м'язу під час збудження, і як наслідок – продукування неефективних рухів [2, 11, 12, 19]. Хронічне застосування електростимуляції в таких випадках призведе до синхронізації збудження в м'язі і посилення рухів при частковій або аберрантній реіннервації м'язу. Крім цього, під впливом електростимуляції денервованих м'язів зменшується утворення патологічних варіантів ре-іннервації (24).

Також слід відмітити, що тривалий період денервації скелетного м'язу передбачає появу атрофії м'язових волокон, внаслідок чого втрачаються тактильні властивості [26, 27].

В ряді послідовних досліджень в області використання хронічної ТЕС тривало денервованих м'язів, деякі автори відмічають наявність резервів для регенерації і попередження атрофії у скелетних денервованих м'язах навіть через декілька років після денервації [5, 6].

Таким чином, на нашу думку, факт скорочення м'язу, довільний або електрично індукований, є досить ефективним засобом попередження атрофії м'язу після його денервації.

Отже, застосування електростимуляції як моно-метода можливо при ураженні ЛН і відсутності використання нервів-донорів при видаленні великих пухлин мостомозочкового кута або яремного отвору, а також в комплексі з нейрорафіями для попередження атрофії м'язів в очікуванні реіннервації, або в якості координуючого або підсилюючого сигналу в м'язах з неповною або аберрантною ре-іннервацією.

За останні 50 років була висунута концепція застосування прямої електростимуляції для відновлення рухів і попередження атрофії в денервованих скелетних м'язах гортані [23], діафрагми [25], м'язах нижніх кінцівок [9]. В ряді робіт [13-17, 20, 21] авторами продемонстрована можливість викликати достатньо повні скорочення кругового м'яза ока за допомогою прямої електростимуляції на добольовому порозі за допомогою імплантованих електродів і зовнішніх стимуляторів у різні строки після її денервації.

Той факт, що більшість рухів на обличчі є симетричними, представляє для нас при однобічному ураженні ЛН натуральний тригер для запуску стимуляції і, відповідно, синхронізації природних рухів (на здоровій стороні) з електрично індукованими (на стороні ураження ЛН).

Як відомо, ЕМГ-реєстрація дозволяє в реальному часі успішно детектувати активність м'яза, що дає змогу визначати ЕМГ-паттерн мигання серед інших електричних явищ на здоровому боці і використовувати його у якості сигналу для початку запуску стимуляції КМО на стороні ураження ЛН. Потужність сучасних мікропроцесорів і достатня надійність систем індуктивного живлення (кохлеарний імплантат) дозволяє нам побудувати біоелектричну систему, що повністю імплантується, для відновлення синхронного мигання при однобічному ураженні ЛН. Безумовно, оптимальним є використання такої системи в комплексі з хірургічним відновленням ЛН або транспозицією КМО, що попередить виснаження м'яза при хронічній міостимуляції.

В результаті тестування запропонованої імплантованої системи із зворотнім зв'язком при однобічному ураженні ЛН, була підтверджена можливість синхронізації мигання на здоровій стороні і електрично індукованого мигання на боці ураження ЛН.

В процесі стимуляції кругового м'яза ока було відмічено, що розташування електродів і їх форма впливає на величину амплітуди струму, необхідного для повного закриття ока. Таким чином, в КМО є певні тригерні зони, котрі потребують більш точної детекції для розташування електродів. Крім того, на думку Somia [20], багато-

канальний електрод створює більш точне збудження м'яза, що попереджує його виснаження і, відповідно, зменшення його сили, і амплітуди стимуляції.

Аналізуючи запропоновані раніше параметри стимуляції, а також керуючись отриманими в нашій роботі результатами, можна сказати, що існує потреба більш точного їх визначення в залежності від типу електродів, що використовуються, та їх розташування в оптимальній тригерній зоні КМО для досягнення повного закриття ока з мінімальними ознаками виснаження. Також має значення ступінь ре-іннервації в КМО при проведенні стимуляції.

Виникає питання оцінки впливу використання хронічної прямої електростимуляції після різних процедур нейрорафій на процес ре-іннервації м'язових волокон і формування функціонального відновлення, а також адаптації м'яза до довготривалої прямої електростимуляції і необхідності налаштування параметрів стимуляції у часі.

D. Заключення

В цій роботі досліджено можливість використання біоелектричної системи, що повністю імплантується, по типу зворотнього зв'язку при однобічному ураженні ЛН. Запропонований алгоритм детекції мигання, який використовується в пристрої, дозволяє виконувати детекцію мигання серед інших мімічних актів **був на рівні більше 80% від всієї кількості довільних скорочень здорового кругового м'яза ока.**

Запропонований пристрій дозволяє в експерименті виконувати повне закриття повік у більшості дослідних тварин на боці ураження ЛН шляхом прямої міостимуляції синхронно до здорової сторони. В процесі стимуляції були визначений вплив і взаємозалежність параметрів стимуляції на закриття повік при прямій стимуляції денервованого КМО, а також визначені оптимальні параметри стимуляції. Використання біфазних послідовностей імпульсів тривалістю 300 мкс при частоті в 50 Гц є ефективним засобом для виклику функціонального скорочення КМО більш ніж на 80% у дослідних тварин з денервованим КМО. Слід відмітити, що порогова сила струму, достатня для повного функціонального скоро-

чення КМО, була нижче больового порога, що свідчить про те, що запропоновану методику стимуляції можна використовувати в пристроях для відновлення функції мимічних м'язів обличчя.

Подальші дослідження будуть направлені на визначення найбільш ефективної конфігурації розташування стимулюючих електродів, можливості багатоканальної стимуляції, вивчення артефактів серед викликаних скорочень КМО. Особливий інте-

рес представляють відновлювальні післяопераційні процеси, можливості використання зворотних зв'язків в стимуляційних алгоритмах, а також процес адаптації КМО до прямої електричної стимуляції в тривалому часовому проміжку (більше 30 днів).

Отримані данні є передумовою для клінічної апробації запропонованого підходу і пристрою для відновлення закриття повік шляхом електричної стимуляції при однобічному ураженні ЛН.

Література:

1. Abell KM, Baker RS, Cowen DE, and Porter JD, "Efficacy of gold weight implants in facial nerve palsy: Quantitative alterations in blinking," *Vision Res.*, 1998; vol. 38, pp. 3019–3023.
2. Angelov DN, Neiss WF, Gunkel A, et al. Nimodipine accelerated hypoglossal sprouting prevents the postoperative hyperinnervation of target muscles after hypo glossal-facial anastomosis in the rat. *Restor Neurol Neurosci* 1997;11:109-21.
3. Bleicher JN, Hamiel S, and Gengler JS, "A survey of facial paralysis: Etiology and incidence," *Ear Nose Throat J.*, 1996; vol. 75, pp. 355–358.
4. **Cimbaliyk**
5. Gittins J, Martin K, Sbeldrick J, Reddy A. and Tbean L. Electrical Stimulation as a Therapeutic Option to Improve Eyelid Function in Chronic Facial Nerve Disorders *Invest Ophthalmol Vis Sci*. 1999;40:547-554.
6. Guo B-S, Cheung K-K, Yeung SS, Zhang B-T, Yeung EW Electrical Stimulation Influences Satellite Cell Proliferation and Apoptosis in Unloading-Induced Muscle Atrophy in Mice. 2012 *PLoS ONE* 7(1): e30348.
7. Kinney SE, Seeley BM, Seeley MZ, Foster JA. Oculoplastic surgical techniques for protection of the eye in facial nerve paralysis. *Am. J. Otol.*, 2000; vol. 21, pp. 275–283.
8. Lee V, Currie Z, and Collin JRO. Ophthalmic management of facial nerve palsy. *Eye*, 2004; vol. 18, pp. 1225–1234.
9. Liberson W.T., Holmquest H.J., Scot D. et al. Functional electrotherapy: stimulation of the peroneal nerve synchronized with the swing phase of the gait of hemiplegic patients. *Arch Phys Med Rehabil*. 1961;42:101-105.
10. May M., Shaitkin B.M. The facial nerve. 2002 Thieme p.
11. Morris JH, Hudson AR, Weddell G. A study of degeneration and regeneration in the divided rat sciatic nerve based on electron microscopy - II. The development of the "regenerating unit" *Zeitschrift für Zellforschung und Mikroskopische Anatomie*. 1972;124(2):103–130.
12. Montserrat L, Benito M. Facial synkinesis and aberrant regeneration of facial nerve. *Advances in Neurology*. 1988; 49:211–224.
13. Otto RA, Restoration of function in the paralyzed rabbit orbicularis oculi muscle by direct functional electrical stimulation, *Laryngoscope*, 1997; vol. 107, pp. 101–111.
14. Otto RA, Gaughan RN, Templer JW, and Davis WE. Electrical restoration of the blink reflex in experimentally induced facial paralysis. *Ear Nose Throat J.*, 1986; vol. 65, pp. 411–414.
15. Rothstein J, Berlinger NT, "Electronic reanimation of facial paralysis – A feasibility study. *Otolaryngol. Head Neck Surg.*, 1986; vol. 94, pp. 82–85.
16. Salerno GM, Bleicher JN: Restoration of paralyzed orbicularis oculi muscle function by controlled electrical current. *J. Invest. Surg*;1991; 4:445-456.
17. Salerno GM, McClellan GA, Bleicher JN, Stromberg BV, and Cheng SC, "Electrical stimulation treatment of dog's denervated orbicularis oculi muscle," *Ann. Plast. Surg.*, 1991; vol. 26, pp. 431–440.
18. Sachs NA, Chang EL. Electrical Stimulation of the Paralyzed Orbicularis Oculi in Rabbit. 2007 *IEEE transactions on neural systems and rehabilitation engineering*, vol. 15, no. 1, march.
19. Shawe GD. On the number of branches formed by regenerating nerve-fibres. *The British Journal of Surgery*. 1955;42(175):474–488.
20. Somia NN, Zonnevillle ED, Stremel RW, Maldonado C, Gossman MD, and Barker JH, "Multi-channel orbicularis oculi stimulation to restore eye-blink function in facial paralysis," *Microsurgery*, 2001; vol. 21, pp. 264–270.
21. Tobey DN, Sutton D, "Contralaterally elicited electrical stimulation of paralyzed facial muscles," *Otolaryngol. Head Neck Surg.*, 1978; vol. 86, pp. 812–818.
22. **Tretiyak**

23. Zeale DL, Dedo HH. Control of paralyzed axial muscles by electrical stimulation. *Acta Otolaryngol.* 1977;83:514-527.
24. Willand MP. Electrical stimulation enhances reinnervation after nerve injury. *Eur J Transl Myol - Basic Appl Myol* 2015; 25 (4): 243-248
25. Walter JS, Wurster RD, Zhu Q, Laghi F. Respiratory 114 JRRD, Volume 48, Number 2, 2011 muscle pacing with chronically implanted intramuscular Permaloc electrodes: A feasibility study. *J Rehabil Res Dev.* 2011;48(2):103-14. DOI:10.1682/JRRD.2010.05.0086
26. Guo B-S, Cheung K-K, Yeung SS, Zhang B-T, Yeung EW (2012) Electrical Stimulation Influences Satellite Cell Proliferation and Apoptosis in Unloading-Induced Muscle Atrophy in Mice. *PLoS ONE* 7(1): e30348. doi:10.1371/journal.pone.0030348
27. Ugo Carraro, Simona Boncompagni, Valerio Gobbo, Katia Rossini, Sandra Zampieri, Simone Mosole, Barbara Ravara, Alessandra Nori, Roberto Stramare, Francesco Ambrosio, Francesco Piccione, Stefano Masiero, Vincenzo Vindigni, Paolo Gargiulo, Feliciano Protasi, Helmut Kern, Amber Pond, Andrea Marcante. Persistent muscle fiber regeneration in long term denervation. Past, present, future. *Eur J Transl Myol.* 2015 ; 25(2): 77-92. doi:10.4081/bam.2015.2.77.

ИМПЛАНТИРУЕМАЯ СИСТЕМА С ОБРАТНОЙ СВЯЗЬЮ ДЛЯ ВОССТАНОВЛЕНИЯ МИГАНИЯ ПРИ ОДНОСТОРОННЕМ ПОРАЖЕНИИ ЛИЦЕВОГО НЕРВА

*Бобров А.Л., Борисенко О.Н., Батулин Д.С., Бодиловский О.К., Карплюк Е.С.,
Паничев О.Ю., Попов А.А., Шоферистов С.Е. (Киев)*

А н н о т а ц и я

Функциональные результаты хирургического лечения по восстановлению функции мимических мышц при поражении лицевого нерва не полностью соответствуют поставленным перед ними задачам. Первостепенным при поражении лицевого нерва (ЛН) является восстановление функции круглой мышцы глаза (КМГ) с целью предупреждения атрофии роговицы и снижения зрения. В представленном исследовании авторы изучают возможность применения полностью имплантируемой биоэлектрической системы с обратной связью для синхронного восстановления мигания при одностороннем поражении лицевого нерва в эксперименте на кролях.

Разработанное авторами устройство было использовано для восстановления полного закрытия глаза на пораженной стороне синхронно к здоровой стороне. Исследование было выполнено на 7 кролях, которым было произведено полное пересечение ЛН с одной стороны. После этого была произведена имплантация устройства вместе с подкожными стимулирующими электродами в верхнее веко на стороне поврежденного ЛН и регистрирующим электромиографическим электродом в здоровую КМГ. Двухфазные стимулирующие импульсы с регулируемыми показателями были доставлены между электродами (контактами) в медиальном и латеральном углах глазной щели. Стимуляция производилась ежедневно, в течение 2 ч на протяжении 30 дней. Была подтверждена возможность восстановления полного синхронного закрытия глаз на доболевого уровне стимуляции при помощи полностью имплантируемого устройства с обратной связью у животных с односторонним поражением ЛН. Были получены кривые соотношения сила-длительность импульса, который вызывал полное закрытие века при различных параметрах стимуляции, включая: амплитуду импульса, длительность импульса, число импульсов, и изменение параметров стимуляции, необходимых для полного закрытия глаза во время всего периода стимуляции.

Ключевые слова: