

## ЕЛЕКТРИЧНІ ВЛАСТИВОСТІ ЗВОРОТНОГО ГОРТАННОГО НЕРВА ТА ЙОГО МОНІТОРИНГ В ПРОЦЕСІ ОПЕРАЦІЇ НА ЩИТОПОДІБНІЙ ЗАЛОЗІ

Дивак М.П.<sup>1)</sup>, Дивак А.М.<sup>2)</sup>, Шідловський О.В.<sup>3)</sup>

<sup>1)</sup> Тернопільський національний економічний університет, д.т.н., професор  
Тернопільський державний медичний університет імені І.Я. Горбачевського МОЗ України

<sup>2)</sup> студент; <sup>3)</sup> д.т.н., професор.

### І. Постановка проблеми.

При розробці засобів моніторингу зворотного гортанного нерва (ЗГН) в процесі проведення хірургічної операції на щитоподібній залозі, описаних патентом [1], використано відмінні електрофізіологічні властивості тканин хірургічної рани. Разом з тим, зазначені властивості у працях, які присвячено методам та засобам моніторингу ЗГН [2-6], описано достатньо наближено без урахування структури тканин, які огортають нерв. Такі моделі електричних властивостей ЗГН не дають можливість підвищити точність та достовірність моніторингу. За цих умов важливим є уточнення електричних моделей ЗГН і на цій основі удосконалення методів та засобів його моніторингу, що і є завданням даної праці.

### ІІ. Аналіз електричних властивостей ЗГН.

Моніторинг ЗГН з використанням пристрою, описаного в патенті [1], ґрунтується на подразненні області хірургічного втручання змінним електричним струмом з подальшою реєстрацією скорочення голосових зв'язок і оцінюванні результатів цього подразнення на основі аналізу спектральних характеристик отриманого сигналу [1]. При цьому, в залежності від типу тканини в точці подразнення енергетичний спектр сигналу буде відрізнятися [2,3]. Якщо подразнено ЗГН, то для більшості пацієнтів енергія сигналу сконцентрована у вузькому діапазоні (шириною 10 Гц) частот. У випадку подразнення інших тканин хірургічної рани – енергетичний спектр є достатньо розмитий. Вважалось, що причиною такого ефекту є мала провідність електричного струму м'язовими тканинами і висока провідність гортанним нервом. Також для класифікації тканин хірургічної рани запропоновано новітню технологію, суть якої полягає в отриманні інтервальних оцінок [7] енергії інформаційного сигналу [3].

Із застосуванням зазначеного пристрою та способу виявлення ЗГН проведено понад 500 операцій, в яких підтверджено його функціональну придатність та можливість застосування запропонованої моделі електрофізіологічних властивостей тканин хірургічної рани. Разом з тим, в процесі досліджень було виявлено ряд ефектів, які неможливо було пояснити в межах запропонованої моделі провідних властивостей тканин хірургічної рани. Зокрема, енергетичний спектр хоча для більшості пацієнтів і зосереджений у вузькому діапазоні, проте цей діапазон був різним для різних груп пацієнтів і не залежав від частоти струму подразнення. Запропонована модель електропровідності тканин хірургічної рани, описана в працях [5,6], не пояснювала зазначених ефектів, тому було прийнято рішення провести додаткові дослідження процесів передачі збудження у мієлінових нервових волокнах і на цій основі уточнити запропоновану модель.

### ІІІ. Пропозиції щодо побудови моделі.

Зазначені ефекти вимагали додаткових досліджень, зокрема і ґрунтовного вивчення механізму проведення (передачі) збудження нервовими волокнами. У процесі дослідження встановлено, що електричний струм змінної частоти - як подразнення тканин хірургічної рани, є «збудником» процесів перезаряду іонів натрію. Процес перезаряду цих іонів пов'язаний із виникненням локальних електричних кіл в перехватах Ранв'є. Тому розповсюдження подразнення в нервових тканинах, на відміну від процесів проходження електричного струму в провідниках, пов'язане з ефектом збудження цих тканин і його стрибкоподібного поширення від перехвату до перехвату Ранв'є за рахунок перезаряду іонів натрію в замкнутому колі від ближнього перехвату до дальнього, та від дальнього до ближнього. Таке представлення процесу перезаряду між перехватами Ранв'є на електричній схемі може бути відображене послідовним з'єднанням конденсаторів високої ємності, які послідовно перезаряджаються в процесі поширення подразнення.

Враховуючи, що сигнал, який поширюється в нервових волокнах практично не затухає, то доцільно в кожній ланці встановити операційний підсилювач, який забезпечує відповідний незмінний рівень напруги від однієї ланки до наступної ланки.

Іншим ефектом, який є маловивченим в електрофізіології, і встановленим в процесі досліджень, є можливість передачі заряду (сигналу подразнення) без безпосереднього контакту через проколювання м'яких тканин. Цей ефект дає можливість передавати сигнал подразнення без пошкодження «оболонки» нервової тканини в процесі моніторингу ЗГН. У праці висловлена гіпотеза, про те що процес поширення сигналів, згенерованих центральною нервовою системою до периферії, є принципово відмінним у випадку безпосереднього подразнення периферійних нервових волокон. Так у випадку передачі сигналів (подразнення) з центру до периферії, оболонка нервових клітин є «ізолятором», що забезпечує надходження сигналів виключно до визначених ділянок периферії. У випадку ж подразнення периферійних ділянок нервової системи, сигнал подразнення заданої частоти надходить до нервових волокон. З точки зору теорії електричних кіл, цей процес пов'язаний з наявними нелінійними елементами типу «вентиль» в тракці «точка подразнення – нервові волокна – синапс - м'язова тканина, яка керує певним органом».

Вище зазначені гіпотези та експериментально встановлені явища, нашою думкою, що електрична модель зазначеного тракту є нелінійною з великою кількістю елементів накопичення енергії. Якщо представити електричну модель тракту «зворотній гортанний «нерв – синапс – м'язова тканина» (м'язова тканина змінює натяг голосових зв'язки, то цей тракт в електричній схемі, яка представлена в праці [3], буде доповнено лінійкою конденсаторних ланок з операційними підсилювачами та додатковими нелінійними елементами типу «вентиль». Встановлені властивості дали можливість сформулювати нові вимоги до технічних засобів моніторингу та виявлення ЗГН.

Очевидно, що описані явища передачі сигналів в м'яких нервових тканинах, певним наближенням реальних електричних та електрофізіологічних процесів, які відбуваються в нервовій системі людини. Разом з тим, наведені міркування дають можливість розробити ефективні методи, принаймні, моніторингу ЗГН.

### **Висновок**

Розглянуто явища, які відбуваються в нервових тканинах при передачі подразнення (сигналів) з центральної системи до периферійної, а також у випадку безпосереднього подразнення нервових волокон периферійної системи. Запропоновано удосконалену модель електричних властивостей тканин хірургічної рани на щитоподібній залозі, що дало можливість сформулювати нові вимоги до засобів моніторингу ЗГН, які б забезпечили зниження ризику його пошкодження в процесі хірургічного втручання.

### **Список використаних джерел**

1. Патент України на корисну модель №51174 . Спосіб ідентифікації гортанного нерва з інших тканин хірургічної рани при проведенні хірургічних операцій на щитовидній залозі / Дивак М.П., Шідловський В.О., Козак О.Л. // Бюл. "Промислова власність" №13. – 2010.
2. Дивак М.П. Метод інтервального аналізу енергетичного спектру інформаційного сигналу для задачі ідентифікації зворотного гортанного нерва / М.П. Дивак, Н.І. Падлецька. // Індуктивне моделювання складних систем. – 2014. – №6. – С. 69–80.
3. Падлецька Н.І. Інформаційна технологія для ідентифікації зворотного гортанного нерва під час хірургічної операції на щитовидній залозі / Н.І. Падлецька, М.П. Дивак // Вимірювальна та обчислювальна техніка в технологічних процесах. - 2015. - № 1. – С. 151-157.
4. Падлецька Н.І. Програмна система для дослідження процесів ідентифікації зворотного гортанного нерва / Н.І. Падлецька, М.П. Дивак, А.В. Пукас, Ю.А. Гордієвич, С.П. Вальчишин // Вимірювальна та обчислювальна техніка в технологічних процесах. – 2015. - №3. – С. 131-138.
5. Модель електричних властивостей тканин хірургічної рани під час операції на щитоподібній залозі / Дивак А.М., Шідловський В.О., Козак О.Л.
6. Модель електропровідності тканин хірургічної рани під час операції на щитоподібній залозі у вигляді замісної електричної схеми / Дивак М.П., Падлецька Н.І., Дивак А.М., Ковальська Л.Й.
7. Дивак М.П. Задачі математичного моделювання статичних систем з інтервальними даними / М.П. Дивак - Тернопіль: - Економічна думка, 2011. - 216 с.