

В.М. Казаков, Л.В. Натрус, О.В. Гайдарова, О.В. Терещенко, В.І. Дегтярьов

Апарат штучної вентиляції легень на пневмоелементах для дрібних лабораторних тварин

Разработан аппарат искусственной вентиляции легких (ИВЛ) для мелких лабораторных животных на пневмоэлементах. Исследованы статические и динамические характеристики генератора импульсных сигналов, выбраны рациональные параметры аппарата. Доказан ряд преимуществ данного образца перед имеющимися аналогами. Аппарат апробирован во время электрофизиологического эксперимента на крысах массой 200-250 г. Мониторинг важнейших показателей жизнедеятельности показал адекватность внешнего дыхания во время ИВЛ, возможность и целесообразность создания аналогичных аппаратов на пневмоэлементной базе.

ВСТУП

Якість результатів, що були отримані під час електрофізіологічного дослідження, багато в чому визначається станом тварини під час експерименту. Високий рівень життєзабезпечення біологічного препарату значною мірою створюється ефективною роботою апарата штучної вентиляції легень (ШВЛ).

По-перше, при позаклітинному відведенні активності нейронів вимоги до стабільності відстані між кінчиком мікроелектрода відводу і нервовою клітиною досить жорсткі [3]. Недотримання їх часто призводить до нестаціонарних змін амплітуди потенціалів дії нейронів аж до повного їхнього зникнення. Особливо надійна стабілізація препарату повинна бути при внутрішньоклітинному відведенні, оскільки навіть незначні зсуви мозку призводять до виходу кінчика мікроелектрода відводу з клітини чи її механічного руйнування. Уже такі прості заходи, як знерухомилення тварини за допомогою міорелаксан-

тів і, у зв'язку з цим, переведення її на кероване апаратне дихання, істотно зменшують амплітуду зсувів мозку, синхронних з диханням.

По-друге, особливу увагу під час штучного дихання необхідно приділяти адекватній вентиляції легень, оскільки можлива гіпоксія не тільки буде несприятливо впливати на збудливість нервових клітин, але і викликати пресорну реакцію, що супроводжується посиленням амплітуди коливань мозку, синхронних з пульсом, що загалом буде порушувати стабілізацію препарату [3,7].

По-третє, при диханні апаратом ШВЛ можливе використання газових сумішей як наркозу. Так, наприклад, найменш токсичну дію має газова суміш, що складається з 75 % закису азоту і 25 % кисню. У тварин вдихання такої суміші викликає виражену анальгезію [10].

Установлено, що для забезпечення адекватного зовнішнього дихання достатньо подавати 13 мл повітря на 1 кг маси тіла тварини з частотою дихальних циклів 30

за хвилину. При цьому рекомендована тривалість вдиху становить 30 – 40 % від тривалості всього циклу. Доведено [3,7,9] що ефективним є застосування вентиляції легень під позитивним тиском з більш високою частотою – до 100 дихальних циклів за хвилину й об'ємом повітря, що подається, 3,3 мл/кг. У такому разі істотно зменшуються флуктуації артеріального тиску і тиск спинномозкової рідини, що дозволяє домогтися надійного життєзабезпечення препарату і необхідної стабілізації відстані між кінчиком мікроелектрода відводу та нервовою клітиною. Застосування вітчизняних апаратів ШВЛ неможливе, оскільки у промислових їх зразках дихальний об'єм становить як мінімум 50 – 70 мл, а частота 5 – 70 циклів за хвилину. Таким чином, зрозуміло, чому вітчизняними та зарубіжними нейрофізіологами така велика увага приділяється питанням розробки апаратів ШВЛ для дрібних лабораторних тварин [1,4,8,9].

На сьогоднішній день немає апаратів ШВЛ для дрібних лабораторних тварин заводського виробництва. Існуючі апарати штучного дихання для лабораторних тварин [1,4,8], основані на електронних схемах і застосуванні компресорів і мікрокомпресорів, дозволяють здійснювати штучну вентиляцію легень дрібних тварин, регулювати частоту і глибину дихальних процесів. Згадані апарати [1,6] мають, як правило, значну кількість механічних передач, рухомих частин, складну кінематичну схему; їхня робота, особливо при великій частоті дихальних циклів, створює значний шум.

Іскріння на щітках колекторів електродвигунів компресорів, роблять небезпечним застосування кисневих сумішей для штучного дихання. Крім того, існуючі апарати ШВЛ мають ускладнені кінематичні й електричні схеми, а, отже, підвищену собівартість.

Особливо негативним є те, що елект-

ричні імпульси регуляції частоти та тривалості дихальних циклів, котрі генеруються цими апаратами [4,6,8], створюють при проведенні експерименту електричні перешкоди (“наведення”), що утрудняють реєстрацію електричних процесів у тканинах тварини. Однак головною умовою застосування апарата ШВЛ, на наш погляд, є виключення його впливу на реєстрацію біоелектричних процесів.

Високі вимоги до точності реєстрації біопотенціалів у електрофізіологічному експерименті змушують шукати шляхи зменшення перешкод, викликаних електричними «наведеннями». Одним з таких шляхів є створення апаратів ШВЛ на пневмоелементах з використанням редукованого тиску балонної подачі для генерації імпульсів повітряної суміші [9]. Елементи універсального призначення для побудови таких систем промисловість випускає, наприклад УСЕППА (універсальна система елементів промислової пневмоавтоматики) [2]. Елементи прості за конструкцією, порівняно компактні, кожен має визначені технічні характеристики, легко включаються до схеми. Правильно розроблена і без помилок зібрана схема апарата має високий ступінь надійності, проста в обслуговуванні. Апарат на пневмоелементах за своєю природою пожежнота вибуховобезпечний, дешевий і невибагливий. Елементна база УСЕППА дозволяє будувати будь-які керуючі пристрої як безперервної, так і дискретної дії, у тому числі і генератори імпульсних сигналів. Набір елементів в апараті визначається пред'явленими до нього вимогами.

Зазначені вище вимоги до частоти й амплітуди дихальних циклів беруть за основу для вибору параметрів апарата імпульсних сигналів на елементах УСЕППА.

Основним елементом у релейних і в дискретних схемах пневмоавтоматики є **пневмореле**, що містить три мембрани та складається з двох пар вузлів – сопла-

заслінки та мембранного блоку (рис. 1,а). Мембранний блок розташовується відповідно до значень вхідних сигналів – вхідних тисків P_1 і P_2 . Пневмореле обрано з послідовно включеними двома вузлами – сопло-заслінка, що утворюють два перемінних опори, величини яких залежать від положення мембранного блоку. Така схема дає змогу встановити однозначну відповідність між вихідним тиском P і значеннями вхідних сигналів. Це співвідношення дає статичну характеристику пневмореле, жорсткою вимогою до якого є наявність петлеподібної кривої (рис. 1,б). Для цього в пневмореле створюється позитивний зворотний зв'язок за допомогою об'єднання виходів 3 та 4. Значенню $\Delta P = 0$ відповідає за статичною характеристикою невизначене значення вихідної перемінної, тому дискретний сигнал подається лише до входу P_1 , а вхідний – P_2 з'єднаний з атмосферою. Ширина зони спрацювання (петля ΔP) становить 0,3 – 0,4 від тиску живлення. Величина підпору P_{n2} в обраному реле забезпечується механічною пружиною, що виключає одночасне відкриття обох сопел, а, отже, зменшує ймовірність короткого замикання.

Така конструктивна схема пневмореле дозволяє спростити його реалізацію, прийняти більш міцні мембрани, збільшити розмір отворів у соплах, підвищити надійність спрацювання реле.

Об'ємна витрата повітря, що генерується реле, залежить від частоти спрацювання останнього. Згадана частота регулюється інерційною ланкою, що складається з перемінного опору з провідністю α (рис. 1,а) та сталою мембранною ємністю $V=2,53 \text{ см}^3$. Залежність масової витрати від перепаду тиску на опорі в повному робочому діапазоні є нелінійною [5]. Завданням при проектуванні генераторів імпульсних сигналів і інших керуючих пристроїв є вибір діапазону робочих тисків, де цю залежність можна вважати лінійною, тобто визначення ділянки нормальних режимів (ДНР). Під ДНР розуміють ділянку, у межах якої частотні характеристики реального пристрою відрізняються від ідеальних не більше ніж на 7 % за фазою і 10 % за амплітудою.

При розробці схеми ШВЛ було досліджено статичні та динамічні характеристики генератора імпульсних сигналів, обрано раціональні параметри апарата.

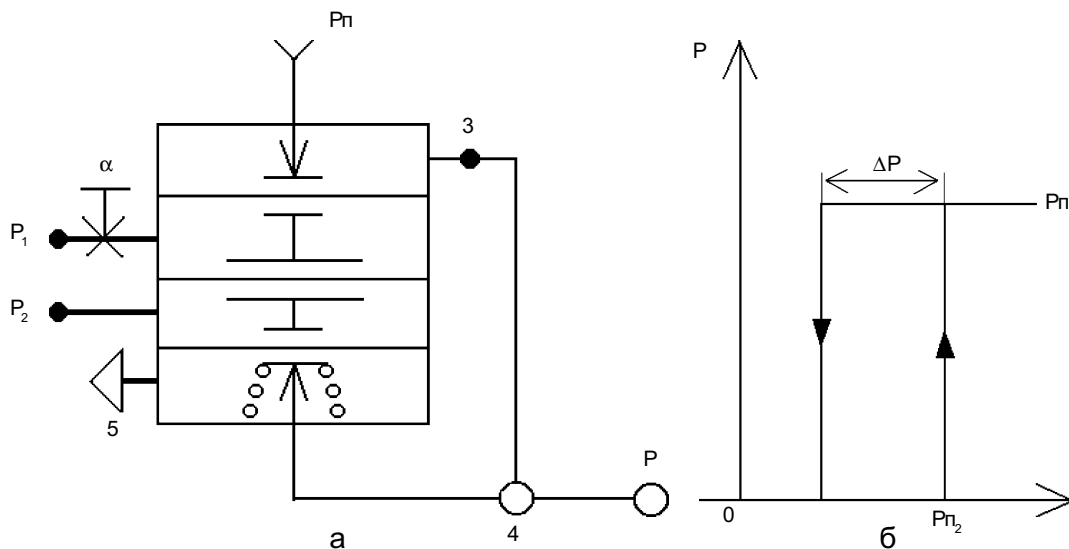


Рис. 1. Пневмореле: а – схема; б – петлеподібна статична характеристика

Генератор імпульсних сигналів побудовано з урахуванням вибраних параметрів пневмоелементів (рис.2,а). Основним елементом генератора є пневмореле П1Р.3, затримка вхідного сигналу здійснюється регулювальним дроселем П2Д.2. У режим автоматичних коливань генератор уводиться за допомогою зворотного зв'язку 15 – 4 і реле РУП-1м. Живлення подається до введень 2 і 3 реле РУП-1м і до введення 11 реле П1Р.3. Тривалість циклу (див.рис. 2) визначається величиною інерційності сигналу, що виходить із точки 1 реле РУП-1м керованою провідністю α пневмоопору. Величина підпору в реле, створюваного пружиною, визначає співвідношення між одиничним (t_1) і нульовим сигналами (t_2) (див. рис.2,б). Тривалість одиничного сигналу (t_1) становить $0,4t$. Для спрощення конструкції генератора регулювання плечей у ньому всередині такту не передбачено.

Повітря для вентиляції легень тварини надходить порціями з виходу 13 (див. рис.2,а) через нижнє сопло, котре відкривається при переключенні вхідного сигналу 12 з 1 на 0. Об'єм порції повітря визначається місткістю камери пневмореле і комунікаційної лінії, що з'єднує виходи 15 і 14, а також величиною живильного тиску. При номінальному значенні живильного тиску $P_n = 1,4 \cdot 10^5$ Па за показниками манометра й місткості камери мембранного елемента $V = 2,53$ см³, не беручи до уваги обсяг комунікаційної лінії через її

малі розміри, об'єм порції повітря, приведений до нормальних умов у припущенні ізотермічності процесів дроселювання, становить 6,07 см³. З огляду на те, що вентиляцію легень доцільно проводити під позитивним тиском до $0,3-0,4 \cdot 10^5$ Па, а тиск живлення може регулюватися в межах $1,2 - 1,4 \cdot 10^5$ Па, об'єм порції повітря, приведений до тиску вдиху, становитиме $4,2 - 4,5$ см³.

Тиск і об'єм порції повітря, що надходить на вдих, може регулюватися дросельним клапаном стравлювання Др. Вдих повітря здійснюється пасивно через клапан швидкого випуску ДК, розташованого з клапаном Др біля маски тварини М.

На базі побудованого генератора імпульсних сигналів нами було розроблено апарат ШВЛ-1 (рис.3). Номінальний тиск живлення приладу $1,4 \cdot 10^5$ Па ± 20 %, об'єм одного вдихуваного імпульсу 1–4,5 мл (приведений до тиску вдиху), частота імпульсів 10–120 хв⁻¹, гарантійний термін служби апарата визначається гарантійним числом спрацьовувань елементів УСЕППА, що дорівнює 10^6 циклів. В апараті передбачений фільтр для очищення живильного середовища від механічних домішок, а також пневмоелектроперетворювач, що перетворює дискретні пневматичні сигнали в електричні. Сигнали на виході апарата через АЦП потрапляють у комп'ютер, де підбирається адекватний режим і об'єм керованого зовнішнього дихання. Апарат

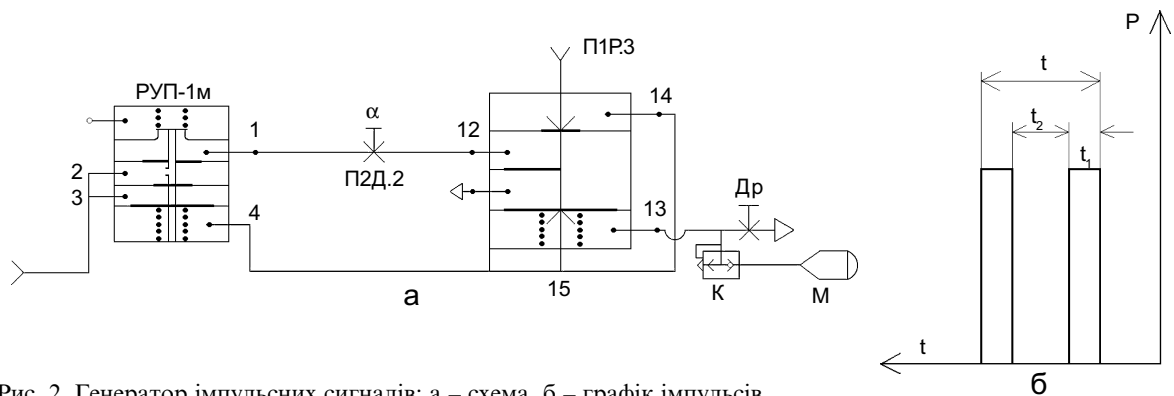


Рис. 2. Генератор імпульсних сигналів; а – схема, б – графік імпульсів

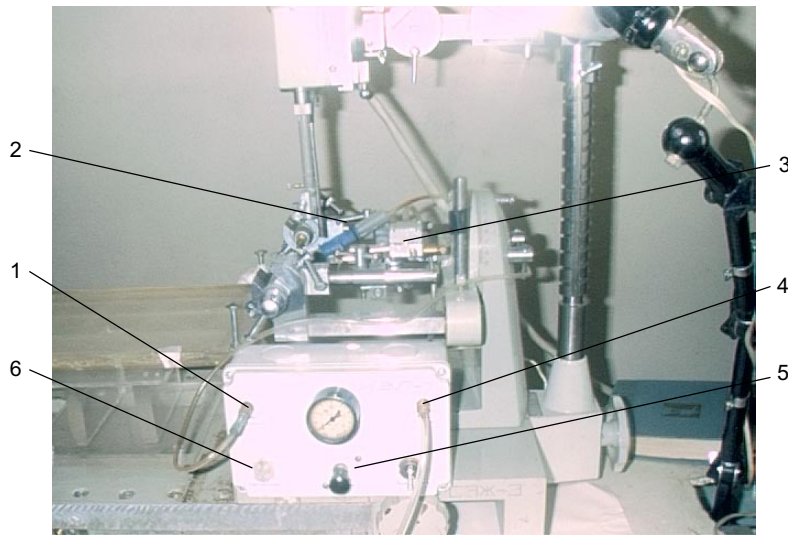


Рис. 3. Загальний вигляд апарата штучної вентиляції легень (ШВЛ-1): 1 – вихід, 2 – маска для тварини, 3 – клапан видиху, 4 – вхід, 5 – регулятор частоти, 6 – електричний сигнал на АЦП комп'ютера

є пожежно- та вибухобезпечним і може працювати в будь-яких середовищах.

Відповідність розрахункових параметрів і дійсних сигналів на виході перевірено підключенням дослідного зразка ШВЛ-1 до модернізованого самописного приладу РПВ4-3Е з електричним приводом стрічкопротягувального механізму [5]. Об'єм порції повітря вимірюється при блокуваному дроселі та номінальному тиску живлення методом мірного об'єму і становить $5,0 \pm 10\%$ (приведений до атмосферного тиску). Довірчий інтервал зазначений при довірчій вірогідності 0,95.

Апарат ШВЛ-1 апробовано та використовується при фізіологічних експериментах на кафедрі фізіології Донецького медичного університету ім.М.Горького.

Таким чином, розроблений апарат ШВЛ для дрібних лабораторних тварин на пневмоелементах повністю забезпечує умови адекватності зовнішнього дихання, не створює електричних перешкод під час фізіологічного експерименту, відрізняється простотою конструкції, має підвищену надійність і безпеку при роботі в будь-яких се-

редовищах. Сучасний рівень елементної бази пневмоавтоматики дозволяє створювати аналогічні апарати з будь-якими параметрами, враховуючи всі вимоги до цих апаратів.

V.N. Kazakov, L.V. Natrus, E.V. Gaidarova,
A.V. Tereshchenko, V.I. Degtyarov

APPARATUS OF ARTIFICIAL VENTILATION OF LUNGS ON PNEUMOELEMENTS FOR SMALL LABORATORY ANIMALS IN ELECTROPHYSIOLOGICAL EXPERIMENT

We have designed apparatus of artificial ventilation of the lungs (AAV) for small laboratory animals on pneumoelements, examined static and dynamic characteristics of a generator of impulse signals and chose rational parameters of the apparatus. Some advantages of that model as compared with its analogues have been proved. The apparatus was approved at electrophysiological experiments on rats, 200-250 g. Monitoring of the most important parameters of the vital functions showed that external breathing on that apparatus was adequate.

Donetsk Medical University

СПИСОК ЛІТЕРАТУРИ

1. Аппарат искусственного дыхания для мелких животных «АИД». Техническое описание и инструкция по эксплуатации. АН УССР. Ин-т физио-

- логии им. А.А. Богомольца. – К., 1970. – 14 с.
2. Берендс Т.К., Ефремова Т.К., Тагаевская А.А., Юдицкий С.А. Элементы и схемы пневмоавтоматики. – М.: Машиностроение, 1989. – 243 с.
3. Волошин М.Я. Электрофизиологические методы исследования головного мозга в эксперименте. – К.: Наук. думка, 1987. – 190 с.
4. Гринчий Д.Е., Киселев А.Г., Толочек С.А. Модификация аппарата искусственной вентиляции легких для мелких лабораторных животных. – Челябинск, 2002. – С. 14 – 15.
5. Дегтярев В.И., Натрус Л.В., Гирейко А.В., Билай А.П. Использование систем пневмоавтоматики в очистительных и электрофизиологических установках // Вестн. ДонГАСА. – № 6(35). – 2003. – С. 55 – 59.
6. Зислин Б.Д. Высокочастотная вентиляция легких. – Екатеринбург, 2001. – 150 с.
7. Иванов К.П., Калинина М.К. Потребление кислорода и его “критическое” напряжение для коры головного мозга in situ // Физиол. журн. СССР им. И.М.Сеченова. – 1972. – **58**, № 10. – С. 1469 – 1475.
8. Макий Е.А., Ткаченко В.П. Аппарат искусственного дыхания для мелких животных // Физиол. журн. СССР. – 1985. – **71**, №7. – С.126 – 127.
9. Todd M.M., Toutant S.M., Shapiro H.M. The effects of highfrequency positive-pressure ventilation on intracranial pressure and brain surface movements in cats// Anesthesiology. – 1981. – **54**, № 6. – P. 496 – 504.
10. Venes J.L., Collins W.F., Taub A. Nitrous oxide: an anesthetic for experiments in cats // Amer. J.Physiol. – 1971. – **220**, № 6. – P. 2028 – 2031.

*Донецьк.мед.ун-т ім. М.Горького;
Донецьк.академія будівництва й архітектури*

*Матеріал надійшов до
редакції 18.03.2003*