

## ДОСЛІДЖЕННЯ ЗМІНИ РОБОЧОЇ ЧАСТОТИ ВІД ФАЗОВОГО НЕУЗГОДЖЕННЯ СИСТЕМИ ФАЗОВОГО АВТОПІДСТРОЮВАННЯ ЧАСТОТИ В УЛЬТРАЗВУКОВИХ МЕДИЧНИХ АПАРАТАХ

### Денис Моспан

кандидат технічних наук, доцент, доцент кафедри комп'ютерної інженерії та електроніки  
Кременчуцький національний університет імені Михайла Остроградського, вул. Першотравнева, 20,  
Кременчук, Полтавська область, Україна, 39600, denis.mospan@gmail.com  
**ORCID: 0000-0001-5473-7874**

### Олексій Юрко

кандидат технічних наук, доцент, доцент кафедри комп'ютерної інженерії та електроніки  
Кременчуцький національний університет імені Михайла Остроградського, вул. Першотравнева, 20,  
Кременчук, Полтавська область, Україна, 39600, yurkoalexe@gmail.com  
**ORCID: 0000-0002-8244-2376**

### Данііл Онищенко

магістр кафедри комп'ютерної інженерії та електроніки  
Кременчуцький національний університет імені Михайла Остроградського, вул. Першотравнева, 20,  
Кременчук, Полтавська область, Україна, 39600, onischenkodaha@gmail.com  
**ORCID: 0009-0002-3340-5998**

Із середини минулого сторіччя спостерігалось особливо ефективно застосування ультразвукових технологій у різних технологічних процесах у промисловості. Цей процес продовжується і сьогодні [1–3], до того ж він надав поштовх запровадженню ультразвукових методик в охороні здоров'я.

Сьогодні ультразвук (УЗ) широко застосовується у медичній практиці. Його використовують у діагностиці (енцефалографія, кардіографія, остеодентометрія та ін.), лікуванні (дроблення каменів, іонофорез, акупунктура та ін.), виготовленні ліків, очищенні та стерилізації інструменту і препаратів.

УЗ застосовують у кардіології, хірургії, стоматології, урології, акушерстві, гінекології, педіатрії, офтальмології, абдомінальній патології та інших галузях медичної практики.

Метою роботи є дослідження процесів, що відбуваються під час входу системи у резонанс, для подальшого застосування отриманих результатів щодо розроблення ультразвукового генератора для хірургічного застосування.

**Ключові слова:** ультразвук, генератор, електроакустичний перетворювач, біомедична апаратура, хірургія.

Останнім часом у медичній практиці все ширше впроваджуються фізичні методи, які дають змогу точніше здійснювати діагностування захворювань та контроль за ефективністю проведеного лікування. Своєчасне та вірне призначення фізіотерапії надає можливість швидко купірувати різні прояви патологічних процесів. Фізичні методи лікування відіграють важливу роль в організації диспансерного спостереження та реабілітації хворих. Клінічне застосування фізіотерапії разом з іншими методами лікування дає змогу здійснювати вплив на різні боки патогенетичних механізмів захворювання. Тобто фізіотерапія у багатьох випадках є патогенетичною, і їй можна надавати перевагу перед хіміотерапією, яка майже завжди здійснює побічну токсичну дію.

Отже, поряд з успіхами теоретичної і клінічної медицини першочергового значення у розви-

тку охорони здоров'я набувають нові розробки спеціалізованих медичних апаратів та їх широке впровадження. Усе більшого значення у лікувальному апаратному комплексі різної спеціалізації набуває низькочастотна ультразвукова хірургія. Нешкідливість, мала травматичність, простота та ефективність ультразвукової дії дають змогу використовувати її у клінічній та практичній медицині найрізніших спрямувань. Розроблення і застосування у хірургічних та травматологічних діях ультразвукової низькочастотної апаратури є напрямом, який набув очевидного розвитку [4–8].

Незважаючи на досягнуті успіхи у сфері ультразвукових медичних технологій, їх розвиток дещо уповільнюється через недостатню ефективність існуючої медичної ультразвукової апаратури під час роботи на великі навантаження,

і висока вартість обладнання зумовлена складністю застосованих рішень і практично ручним налаштуванням випромінювачів та інструментів-хвилеводів у резонанс. Це дає змогу стверджувати, що розроблення сучасних ультразвукових медичних апаратів із широким діапазоном за параметрами навантаження, які використовують відносно прості та ефективні технічні рішення, є актуальним завданням.

Вибрана для розгляду узагальнена функціональна схема системи фазового автопідстроювання частоти представлена на рис. 1.

Схему на рис. 1 можна поділити на дві частини: верхню та нижню. Верхня частина (рис. 2) містить інвертор, який за фізикою роботи є дискретною ланкою і практично неінерційною. Оскільки сформовані ним прямокутні різнополярні симетричні імпульси надходять до високо доботної резонансної системи (п'єзокерамічний випромінювач), можна з незначною похибкою прийняти, що на виході інвертора формується синусоїдна напруга. Тоді верхню частину узагальненої функціональної схеми можна замінити послідовним з'єднанням неінерційної ланки і резонансної акустичної системи (рис. 2).

Для нижньої ж частини, яка містить датчик вихідного струму, синхронний детектор та драйвер інвертора, еквівалентна схема, яка дасть

змогу оцінити рівняння роботи цих ланок, представлена на рис. 3.

Часозадавальне коло  $RC$  та джерело напруги  $E$  визначають величину і форму напруги на конденсаторі  $C$  у відсутності сигналу з датчика струму  $I$ . При цьому однією з функцій використаного драйвера є зміна положення ключа  $K$  за досягнення напругою на конденсаторі  $C$  рівнів  $U_{ниж}$  та  $U_{верх}$  (верхнього та нижнього рівнів спрацьовування порогового пристрою драйвера). Відповідно до роботи ключа  $K$ , усі процеси в еквівалентній схемі розбиваються на два етапи: перший – ключ у верхньому положенні – здійснюється заряд ємності конденсатора  $C$  через резистор  $R$  від рівня  $U_{ниж}$  до рівня  $U_{верх}$ ; другий – ключ у нижньому положенні – здійснюється розряд конденсатора  $C$  через резистор  $R$  від рівня  $U_{верх}$  до рівня  $U_{ниж}$ .

Для етапу розряду справедливим є рівняння:

$$\frac{dU_C}{dt} + \frac{1}{RC}U_C = 0,$$

з початковою умовою: за  $t=0, U_C(0) = U_{верх}$ . Розв'язок означеного рівняння дає змогу визначити характер зміни і величину струму, що тече через конденсатор  $C$ :

$$I_C = -\frac{U_{верх}}{R} e^{-\frac{t}{RC}}.$$

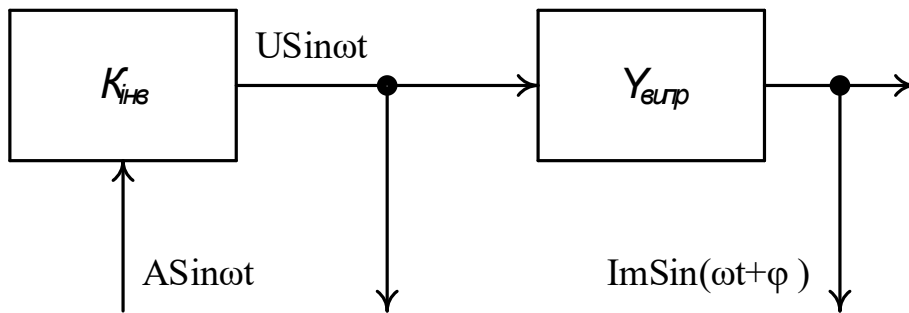


Рис. 1. Функціональна схема системи фазового автопідстроювання частоти

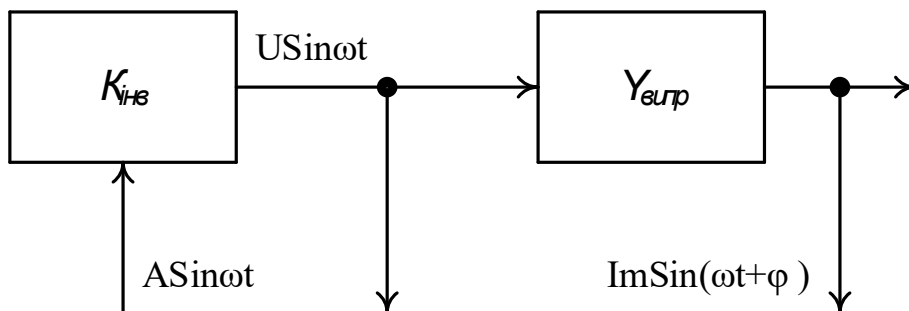


Рис. 2. Структура верхньої частини схеми системи фазового автопідстроювання частоти

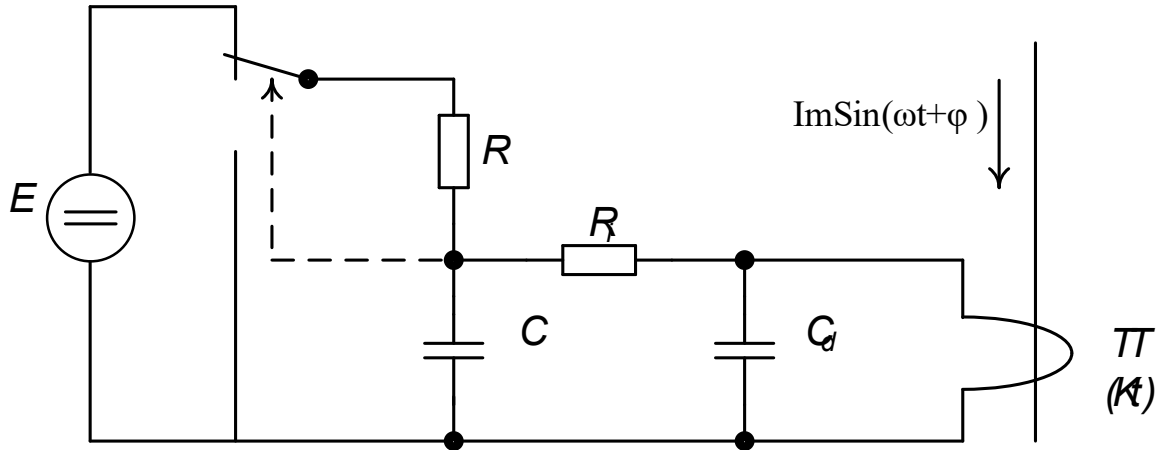


Рис. 3. Еквівалентна схема нижньої частини системи фазового автопідстроювання частоти

Відповідно до принципу суперпозиції, якщо через часозадавальний конденсатор течуть два незалежних струми, то загальний струм визначиться сумою обох: одного – одержаного вище під час роботи драйвера та другого – що надходить від датчика вихідного струму генератора. Як видно з рис. 3, цей струм формується за рахунок напруги на конденсаторі  $C_\delta$ , яка, своєю чергою, формується струмом, що тече через ультразвуковий випромінювач:

$$U_{C_\delta} = \frac{N_t}{C_\delta} \int_0^t I_m \sin(\omega t + \varphi) dt,$$

де  $N_t$  – коефіцієнт трансформації струмового трансформатора ТТ1.

Звідси:

$$I_\delta = \frac{U_{C_\delta}}{R_t} = \frac{N_t}{C_\delta R_t} \int_0^t I_m \sin(\omega t + \varphi) dt = \frac{N_t I_m}{\omega C_\delta R_t} \cos(\omega t + \varphi).$$

Тоді загальний струм через часозадавальний конденсатор драйвера:

$$I = I_\delta + I_C = \frac{N_t I_m}{\omega C_\delta R_t} \cos(\omega t + \varphi) - \frac{U_{\text{верх}}}{R} e^{-\frac{t}{RC}}.$$

Вплив додаткового струму зумовить зміни напруги на часозадавальному конденсаторі:

$$\begin{aligned} U_C &= \frac{1}{C} \int_0^t I dt = \frac{1}{C} \int_0^t \left[ \frac{N_t I_m}{\omega C_\delta R_t} \cos(\omega t + \varphi) - \frac{U_{\text{верх}}}{R} e^{-\frac{t}{RC}} \right] dt = \\ &= \frac{N_t I_m}{\omega C_\delta R_t} [\sin(\omega t + \varphi) - \sin \varphi] + U_{\text{верх}} e^{-\frac{t}{RC}}. \end{aligned}$$

Оскільки на протязі часу  $t_1$  напруга  $U_C$  має змінитися до  $U_{\text{ниж}}$ , а за фізикою роботи драйвера  $\omega t$  відповідає половині періоду вихідної частоти, тобто становить  $\pi$ , то одержимо такий вираз:

$$U_{\text{ниж}} = \frac{N_t I_m 2 \sin \varphi}{\omega^2 C_\delta R_t C} + U_{\text{верх}} e^{-\frac{t_1}{RC}}.$$

Звідси можна визначити  $t_1$ :

$$t_1 = RC \ln \frac{\omega^2 C_\delta R_t C U_{\text{верх}}}{\omega^2 C_\delta R_t C U_{\text{ниж}} - 2 N_t I_m \sin \varphi}.$$

В одержаному виразі  $\varphi$  являє собою неузгодження фаз двох сигналів, яке системою встановлюється і підтримується на рівні  $\varphi = 0$ .

Розглянемо аналогічним шляхом процеси на етапі заряду часозадавального конденсатора:

$$\frac{dU_C}{dt} + \frac{1}{RC} U_C = \frac{1}{RC} E,$$

з початковою умовою: за  $t = 0, U_C(0) = U_{\text{ниж}}$ .

Під час розв'язування даного рівняння знайдемо вираз для струму, що тектиме часозадавальною конденсатором  $C$ :

$$I_C = \frac{1}{R} (E - U_{\text{ниж}}) e^{-\frac{t}{RC}}.$$

Як і на попередньому етапі, через  $C$  тектиме і струм від датчика вихідного струму генератора:

$$I_\delta = \frac{U_{C_\delta}}{R_t} = \frac{N_t}{C_\delta R_t} \int_0^t I_m \sin(\omega t + \varphi) dt = \frac{N_t I_m}{\omega C_\delta R_t} \cos(\omega t + \varphi).$$

Тоді загальний струм через конденсатор  $C$  визначиться сумою:

$$I = \frac{N_t I_m}{\omega C_\delta R_t} \cos(\omega t + \varphi) + \frac{1}{R} (E - U_{\text{ниж}}) e^{-\frac{t}{RC}}.$$

Аналогічно попередньому етапу визначимо напругу на часозадавальному конденсаторі:

$$U_C = \frac{1}{C} \int_0^t I dt = \frac{1}{C} \int_0^t \left[ \frac{N_t I_m}{\omega C_\delta R_t} \cos(\omega t + \varphi) + \frac{1}{R} (E - U_{\text{ниж}}) e^{-\frac{t}{RC}} \right] dt.$$



Рис. 4. Частотно-фазова характеристика запропонованої системи фазового автопідстроювання частоти

Оскільки на протязі часу  $t_2$  напруга  $U_C$  має змінитися до  $U_{верх}$ , а за фізикою роботи драйвера  $\omega t$  також відповідає наступній половині періоду вихідної частоти (від  $\pi$  до  $2\pi$ ), то одержимо такий вираз:

$$U_{верх} = -\frac{N_I I_m 2 \sin \phi}{\omega^2 C_\delta R_I C} + (U_{ниж} - E) e^{-\frac{t}{RC}}$$

Звідси можна визначити  $t_2$  на етапі заряду:

$$t_2 = RC \ln \frac{\omega^2 C_\delta R_I C (E - U_{ниж})}{\omega^2 C_\delta R_I C (E - U_{верх}) - 2N_I I_m \sin \phi}$$

Вихідна частота драйвера визначиться сумою двох півперіодів, тривалість яких  $t_1$  та  $t_2$  відповідно, тому:

$$F = \frac{1}{t_1 + t_2} = \frac{1}{RC \ln \frac{\omega^2 C_\delta R_I C U_{верх}}{\omega^2 C_\delta R_I C U_{ниж} - 2N_I I_m \sin \phi} + RC \ln \frac{\omega^2 C_\delta R_I C (E - U_{ниж})}{\omega^2 C_\delta R_I C (E - U_{верх}) - 2N_I I_m \sin \phi}}$$

Логіка роботи драйвера визначатиме встановлення необхідних співвідношень  $U_{ниж}$  та  $U_{верх}$  для забезпечення симетричної роботи внутрішнього мультивібратора драйвера [9]. Тому одержаний вираз можна спростити, замінивши в ньому для  $t_2$  величини  $(E - U_{верх})$  на  $U_{ниж}$ , а  $(E - U_{ниж})$  на  $U_{верх}$ , і тоді вираз для вихідної частоти набуде вигляду:

$$F = \frac{1}{2RC \ln \left( \frac{\omega^2 C_\delta R_I C U_{верх}}{\omega^2 C_\delta R_I C U_{ниж} - 2N_I I_m \sin \phi} \right)}$$

Одержаний вираз дає змогу визначити залежність  $F$  від  $\phi$  для елемента структурної схеми під назвою драйвер [10]. Означена залежність представлена на рис. 4.

Як видно з рис. 4, даний транзисторний генератор для резонансних навантажень є максимально простим за виконанням і надає можливість використати найсучаснішу елементу базу, що у сукупності забезпечує високу надійність його роботи. Також використання подібної системи фазового автопідстроювання частоти за рахунок прямого перетворення фазового зсуву на зміни частоти дає змогу мінімізувати тривалість перехідних процесів і забезпечити збільшений діапазон утримання резонансного режиму під час дії різних дестабілізуючих чинників. Залежно від варіанту виконання вона може бути призначеною для малих, середніх та потужних навантажень, тобто у цілому забезпечує необхідну ширину діапазону за навантаженням.

### ЛІТЕРАТУРА

1. Створення ультразвукового обладнання для зміцнення та релаксаційної обробки зварних конструкцій у вагонобудуванні / В.І. Приходько та ін. *Наука та інновації*. 2014. Т. 10. № 1. С. 5–17.
2. Василенко Ф.І., Свяцький В.В., Свяцька Л.П. Проектування нестандартних ультразвукових випромінювачів. *Техніка в сільськогосподарському виробництві, галузеве машинобудування, автоматизація*. 2010. Вип. 23. С. 264–269.
3. Мовчанок А.В., Новосад А.А., Омелич М.Ф., Фесич В.П. Метод оцінки амплітуди коливань ультразвукових резонансних приводів, навантажених рідким

середовищем. *Вібрації в техніці та технологіях*. 2009. № 4(56). С. 52–54.

4. Улащик В.С., Лукомський І.В. Загальна фізіотерапія : підручник. Мінськ : Книжковий дім, 2008. 640 с.

5. Клінічна фізіотерапія / за ред. В.В. Оржешковського. Київ : Здоров'я, 1984. 448 с.

6. Електронна апаратура для стимуляції органів і тканин / за ред. Р.І. Утямишева і М. Брехня. Москва : Вища школа, 2003. 384 с.

7. Комп'ютеризований практикум із моделювання фізичних процесів / Д.В. Мосьпан та ін. *Вісник КрНУ ім. Михайла Остроградського*. 2022. Вип. 6(137). С. 29–35. DOI: 10.32782/1995-0519.2022.6.3.

8. Мосьпан В.О., Мосьпан Д.В. Окремі аспекти застосування електроніки в медицині. *Prospects and*

*priorities of research in science and technology* : collective monograph. Czech technical University in Prague. Riga : Izdevnieciba «Baltija Publishing», 2020. Vol. 2. 320 p. ISBN 978-9934-26-008-7. DOI: 10.30525/978-9934-26-008-7.2-8.

9. Mospan V.O., Mospan D.V., Fomovska O.V., Fomovskyi F.V., Fomovskyi V.F. Problems of electronic implants power supply. *International research and practice conference «Technical sciences: history, modernity, future, EU experience»*. Wloclawku, Republic of Poland. September 27–28, 2019. P. 72–75, ISBN 978-9934-588-08-2.

10. Використання функцій Гауса для апроксимації біологічних сигналів / В.О. Мосьпан та ін. *Вісник КрНУ ім. Михайла Остроградського*. 2021. Вип. 3(128). С. 111–116.

## STUDY OF THE CHANGE IN OPERATING FREQUENCY DUE TO PHASE MISMATCH OF THE SYSTEM OF PHASE AUTO-ADJUSTMENT OF FREQUENCY IN ULTRASONIC MEDICAL DEVICES

### Denys Mospan

Cand. Sc. (Eng.), Associate Professor, Associate Professor at the Department of Computer Engineering and Electronics

Kremenchuk Mykhailo Ostrohradskyi National University, 20 Pershotravneva str., Kremenchuk, Poltava region, Ukraine, 39600, denis.mospan@gmail.com

ORCID: 0000-0001-5473-7874

### Oleksii Yurko

Cand. Sc. (Eng.), Associate Professor, Associate Professor at the Department of Computer Engineering and Electronics

Kremenchuk Mykhailo Ostrohradskyi National University, 20 Pershotravneva str., Kremenchuk, Poltava region, Ukraine, 39600, yurkoalexe@gmail.com

ORCID: 0000-0002-8244-2376

### Daniil Onyshchenko

Master at the Department of Computer Engineering and Electronics

Kremenchuk Mykhailo Ostrohradskyi National University, 20 Pershotravneva str., Kremenchuk, Poltava region, Ukraine, 39600, onischenkodaha@gmail.com

ORCID: 0009-0002-3340-5998

Since the middle of the last century, a particularly effective application of ultrasonic technologies in various technological processes in industry has been observed. This process continues to this day [1–3], moreover, it gave impetus to the introduction of ultrasound techniques in health care.

Currently, ultrasound (US) is widely used in medical practice. It is used in diagnostics (encephalography, cardiography, osteodentometry, etc.), treatment (crushing of stones, iontophoresis, acupuncture, etc.), preparation of medicines, cleaning and sterilization of instruments and drugs.

Ultrasound is used in cardiology, surgery, dentistry, urology, obstetrics, gynecology, pediatrics, ophthalmology, abdominal pathology and other fields of medical practice.

The purpose of this work is to study the processes that occur when the system enters resonance for the further application of the obtained results in the development of an ultrasonic generator for surgical use.

**Key words:** ultrasonic generator, electroacoustic transducer, biomedical equipment, surgery.

## REFERENCES

1. Prykhodko V.I. ta in. Stvorennia ultrazvukovoho obladdannia dlia zmitsnennia ta relaksatsiinoi obrobky zvarnykh konstruksii u vahonobuduvanni. *Nauka ta innovatsii*. 2014. T.10. № 1. S. 5–17.
2. Vasylenko F.I., Sviatskyi V.V., Sviatska L.P. Proiektuvannia nestandartnykh ultrazvukovykh vyprominiuvachiv. *Tekhnika v silskohospodarskomu vyrobnytstvi, haluzeve mashynobuduvannia, avtomatyzatsiia*. 2010. Vypusk 23. S. 264–269.
3. Movchaniuk A.V., Novosad A.A., Omelych M.F., Fesykh V.P. Metod otsinky amplitudy kolyvan ultrazvukovykh rezonansnykh pryvodiv, navantazhenykh ridkym sere-dovyshchem. *Vibratsii v tekhnitsi ta tekhnolohiiakh*. 2009. № 4(56). S. 52–54.
4. Ulashchuk V.S., Lukomskyi I.V. Zahalna fizioterapiia: Pidruchnyk. Minsk, «Knyzhkovyi dim», 2008. 640 s.
5. Klinichna fizioterapiia / pid red. V.V. Orzheshkovskiy. Kyiv: Zdorovia, 1984. 448 s.
6. Elektronna aparatura dlia stymuliatsii orhaniv i tkanyn / pid red. R. I. Utiamysheva i M. Brekhnia. M.: Vyshcha shkola, 2003. 384 s.
7. Mospan D.V., Perekrest A.L., Kukharenko D.V., Yurko O.O., Vadurin K. O. Kompiuteryzovanyi praktykum z modeliuvannia fizychnykh protsesiv. *Visnyk KrNU im. Mykhaila Ostrohradskoho*. Kremenichuk: KrNU, 2022. Vypusk 6(137). S.29-35. DOI: 10.32782/1995-0519.2022.6.3.
8. Mospan V.O., Mospan D.V. Okremi aspekty zas-tosuvannia elektroniky v medytsyni. Prospects and priorities of research in science and technology: Collective monograph. Czech technical University in Prague. Riga : Izdevnieciba «Baltija Publishing», 2020. Vol. 2. 320 p. ISBN 978-9934-26-008-7. DOI: 10.30525/978-9934-26-008-7.2-8
9. Mospan V.O., Mospan D.V., Fomovska O.V., Fomovskyi F.V., Fomovskyi V.F. Problems of electronic implants power supply. *International research and practice conference «Technical sciences: history, modernity, future, EU experience»*. Wloclawku, Republic of Poland. September 27–28, 2019. P. 72–75, ISBN 978-9934-588-08-2.
10. Mospan V.O., Mospan D.V., Fomovska O.V., Fomovskyi F.V., Yurko O.O. Vykorystannia funktsii Hausa dlia aproksymatsii biolohichnykh syhnaliv. *Visnyk KrNU im. Mykhaila Ostrohradskoho*. Kremenichuk: KrNU, 2021. Vypusk 3(128). S. 111–116.

Стаття надійшла 03.06.2023