

APPLICATION OF RADIO TECHNOLOGY METHODS ЗАСТОСУВАННЯ МЕТОДІВ РАДІОТЕХНІКИ

УДК 615.472.03

DOI:10.30837/rt.2023.3.214.08

В.В. СЕМЕНЕЦЬ, д-р техн. наук, В.І. ЛЕОНІДОВ, канд. техн. наук

ВИКОРИСТАННЯ МІКРОКОНТРОЛЕРА STM32F407VG ДЛЯ ДОСЛІДЖЕННЯ АМПЛІТУДНО-ЧАСТОТНИХ ХАРАКТЕРИСТИК БІОЛОГІЧНИХ ТКАНИН

Вступ

Фізичні методи діагностики [1 – 6] функціонального стану біологічних тканин (електро-термометрія, колірна та інфрачервона термографія, капілярна фотометрія, а також ультразвукові методи та лазерна доплерівська флуометрія) у разі термічних, механічних та вогнепальних пошкоджень або в результаті здавлювання малоефективні, через різний ступінь ураження тканини не дають можливості визначити стан кожного м'яза окремо.

Тому до теперішнього часу жоден із перелічених вище методів не знайшов широкого застосування у практиці оперативної оцінки життєздатності (здатності біологічної тканини до самовідновлення) ушкоджених областей м'яких тканин. У той же час добре відомо, що при лікуванні уражень або при трансплантації тканин однією з найважливіших умов успішного проведення операції є якомога раніше визначення меж некротичних уражень. Проте надійних, широкодоступних і оперативних інструментальних методів оцінки ступеня життєздатності тканин нині досі не розроблено.

Розвиток методів імпедансометрії є важливою складовою досліджень при вирішенні задачі формалізації діагностики ступеня життєздатності уражених ділянок біотканин. Використання як критерій оцінки стану біотканини фізичної величини – імпедансу замість описів, що містять, як правило, деяку частку довільності, дозволяє підвищити достовірність діагнозу і, отже, підвищити ймовірність правильного вибору тактики лікувальних дій щодо відновлення області ураження біотканини [7 – 10].

Значимість імпедансометрії в області діагностики стану біотканин впливає з відомого положення, сформульованого в [7], згідно з яким модуль $|Z_{BT}|$ імпедансу нежиттєздатної тканини відносно малий і не залежить від частоти f_{uzm} струму, що використовується для вимірювання імпедансу ураженої ділянки біотканини. Для повністю життєздатної (неураженої) біотканини модуль імпедансу помітно залежить від частоти $|Z_{BT}| = F(f_{uzm})$ і у області відносно низьких частот значно перевищує ті самі значення, отримані для нежиттєздатних тканин. Приклад такої залежності, наведений у [8], показано на рис. 1.



Рис.1. Залежність імпедансу біотканини від частоти

Розвитком цього положення є, згідно з [7], запровадження коефіцієнта життєздатності:

$$k_j = \frac{|Z_{f2}|}{|Z_{f1}|}, \text{ при } f_2 \gg f_1, \quad (1)$$

при цьому біотканина вважається життєздатною, якщо виконується нерівність $k_j > 1$, і нежиттєздатною – якщо виконується альтернативна нерівність $k_j \leq 1$.

У виразі (1) значення частот суворо не визначено, і, отже, критерій (1) не може гарантувати суворо визначеність рішення.

Очевидно, що критерій (1) дає невизначеність рішення про стан біотканини в області зі значеннями $K_f = 1 \pm \xi$, де ξ – мала величина, величина значення якої також є невизначеним.

У загальному випадку область може бути великою і, отже, виникає необхідність опису відмінностей у стані біотканини при різних значеннях критерія у цій області, де імовірно можливе формування декількох підобластей, які відповідають відомому чи виявленому у процесі експериментальних досліджень набору детермінованих станів біотканини.

Область рішень також може включати суттєві відмінності у стані біотканини.

Крім того, невизначеність в інтерпретацію величини вносять значні флуктуації величини імпедансу при повторенні дослідів навіть для схожих або однотипних тканин і випадків ураження.

Тканини в залежності від умов ураження та часу, що минув з моменту ураження, можуть містити різний об'єм рідкої фракції (електроліту), що суттєво впливає на абсолютне значення імпедансу досліджуваної області біотканини. Ці обставини призводять до труднощів однозначного визначення граничних значень абсолютної величини імпедансу для уражених і неуражених ділянок біотканини (як для біотканин різного типу, так для різного типу та ступеня ураження).

Отже, використання лише одного параметра, саме величини абсолютного значення імпедансу, не є оптимальним підходом для забезпечення надійної діагностики стану ураженої біотканини. Для розвитку діагностичних можливостей методів імпедансометрії необхідно розширити область параметрів, що вимірюються, для чого необхідно дослідити розподіли імпедансу в частотній і часовій областях з метою виявлення оптимального підходу до підвищення діагностичних можливостей методу імпедансометрії.

Наведені вище положення нині не формалізовані. Це означає, що немає правил, що дозволяють визначити ступінь ураження на підставі вимірювання та аналізу функції $|Z_{БГ}| = F(f_{изм})$. Також відсутні стандартизовані критерії використання величин f_1 і f_2 . У свою чергу, у ряді робіт [7, 9, 10] визнаються високі діагностичні можливості методів імпедансометрії, включаючи аналіз як уражених ділянок тканини, так і неуражених. Слід також зазначити, що інформація у вигляді функції $|Z_{БГ}| = F(f_{изм})$ дозволяє створити і вдосконалити власне систему класифікації ступеня ураження тканини щодо величини k_j .

З викладеного випливає, що побудова систем, що дозволяють вимірювати та аналізувати частотні залежності імпедансу біотканин в реальному часі, є актуальним завданням.

Мета роботи – аналіз одного з підходів до побудови системи вимірювання коефіцієнта життєздатності з використанням мікропроцесорних систем на базі мікроконтролера STM32F407VG.

Основні положення

Для вимірювання амплітудно-частотних характеристик (АЧХ) біологічних тканин використовувалася вимірювальна схема, яка наведена на рис. 2. Методика вимірювань передбачала використання випробувальних синусоїдальних сигналів, які складають частотний ряд у діапазоні $D_F = [20 \text{ Гц} \dots 2,0 \text{ МГц}]$.

Ефективне значення напруги, яке подавалося на зразок тканини (резистор R2) через струмообмежуючий резистор R1, становило $U_{\text{эф}} = 1,5 \text{ В} \pm 5\%$. Величина струму через зразок підтримувалася постійною під час проведення експериментів і при величині опору резистора $R1 = 20 \text{ кОм}$ не перевищувала значення $I_{\text{max}} \leq 0,7 \cdot 10^{-6} \text{ А}$, помилка встановлення струму через зразок не перевищувала $\delta I = \pm 5\%$. В дослідженні було зручно використовувати аналіз залежностей модуля напруги на об'єкті. Такий метод значно спрощував процедуру вимірювань та апаратну частину експериментів.

Розміри досліджуваної області обмежені електродами голкового типу, відстань між голками $\Delta l = 10 \text{ мм}$, глибина занурення $\delta h = 2 \text{ мм}$.

В якості досліджуваних об'єктів використовувалися кілька видів рослинної біологічної тканини: яблуко, морква, буряк, картопля, пагони алое.

Завданням дослідження було визначення граничних значень області зміни розподілу напруги на біологічній тканині в залежності від частоти при відомих вихідних параметрах випробувальних сигналів. При цьому висувалась наступна робоча гіпотеза.

Модуль імпедансу біологічної тканини визначається співвідношенням обсягу живих клітин, що володіють властивістю поляризації та обсягом міжклітинної рідини, яка є розчином електроліту. Якщо вважати, що це співвідношення для непошкодженої біологічної тканини апріорі відомо, то в результаті пошкодження в міжклітинний простір додатково надходить внутрішньоклітинна рідина (теж електроліт), при цьому в процесі поляризації братиме участь вже менша кількість клітин і, отже, модуль повного електричного опору має зменшуватись.

Неважно припустити, що нижнім граничним значенням модуля імпедансу ураженої біологічної тканини буде опір тканинного електроліту в припущенні, що клітинна структура повністю зруйнована.

Також неважно припустити, що провідність тканинного електроліту різна для різних типів тканин. Тому як критерій щодо відносної оцінки ступеня ураження клітинної структури біологічної тканини слід прийняти АЧХ деякого «стандартного» електроліту. В якості такого еталону, як показника граничного ураження тканини, доцільно прийняти дисперсійну залежність імпедансу ізотонічного розчину солі NaCl (фізіологічного розчину), при цьому вважатимемо, що в міру збільшення тяжкості ураження АЧХ біологічної тканини наближається до АЧХ ізотонічного розчину. Цей критерій, можливо, буде цілком справедливий у разі рослинних біологічних тканин, але ми його застосовуємо у зв'язку з тим, що кінцевою метою досліджень у цій галузі знань є створення системи інформативних ознак для класифікації стану життєздатності біологічних тканин тваринного походження.

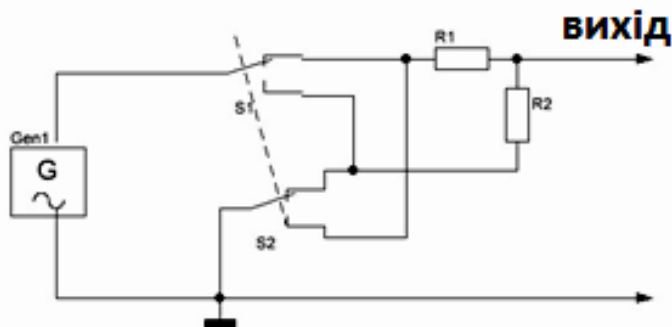


Рис. 2. Схема вимірів

Експериментальні дослідження дають необхідні вихідні дані для розробки вимірювального пристрою та алгоритму його функціонування.

У відповідність до розробленого алгоритму програмна частина пристрою працює у режимі моніторингу. Після старту програми відбувається ініціалізація портів вводу-виводу

інформації, підключення стандартних бібліотек, які забезпечують роботу ЖК індикатора та інтерфейсу USB [11 – 15]. Аналогові входи мікроконтролера підключені до схеми виміру (рис. 2). Аналогові сигнали перетворюються в цифрові за допомогою АЦП. Значення змінних виводяться на ЖК індикатор (рис. 3) і відправляються або в комп'ютер, або флешку для обробки і прийняття рішення (рис. 5).

Існує бібліотека, яка є вільним програмним забезпеченням і може вільно розповсюджуватися та змінюватися. Бібліотека доволі вдала, як на нас, і має великий спектр функцій, щоб задовольнити будь-які потреби, у відтворенні інформації на дисплей типу WH1602 (WH1604) з контролером HD44780. Ця бібліотека створювалась спочатку як кросплатформа для AVR, PIC, ARM. Але на мікроконтролерах STM32F1xx і STM32F4xx працює. В мережі можна зустріти різні варіації цієї бібліотеки, але набір функцій один і той самий.

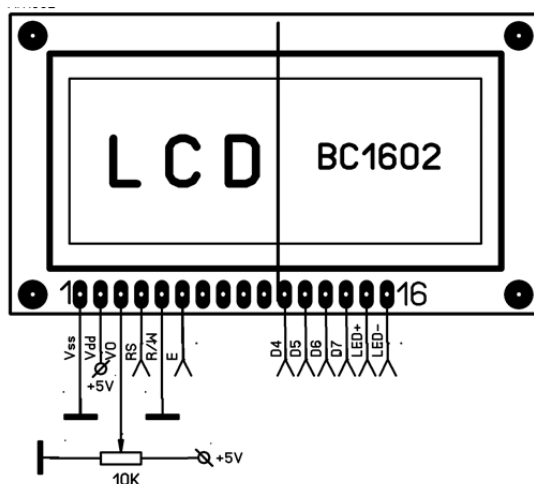


Рис. 3 Схема підключення LCDWH1602

Схема підключення дисплею представлена на рис. 3. Підключати будемо по чотирьох-провідниковій схемі з заземленим сигналом W/R. Це означає, що нам потрібно під'єднати до мікроконтролера шість дотів від дисплея, такі як D4, D5, D6, D7, E, RS. До яких саме виводів мікроконтролеру під'єднувати дисплей, це вже вирішувати вам самим. Бібліотека допускає підключення кожного виводу дисплея на різні порти і будь-які пini обраного/обраних порту/портів. Під'єднайте до дисплею живлення, це ніжка 2 – "+5 Вольт". Загальний мінус на ніжці дисплею 1 та 5. Та до ніжки дисплею під номером 3 резистивний дільник з підстроєчним резистором 10к для регулювання контрасту інформації, яка висвічується на екрані. Якщо ваш дисплей має підсвічування екрану, то можна ще подати живлення на підсвічування, це 15 і 16 ніжки дисплею. Живлення подати напряму, або через транзисторний ключ, який керується з ніжки мікроконтролеру. Тоді підсвічування можна вмикати та вимикати програмно, або навіть регулювати яскравість підсвічування, налаштувавши ніжку, яка керує ключем підсвічування, як PWM (ШИМ).

Щоб бібліотека працювала правильно, потрібно всім ніжкам, з якими буде з'єднано мікроконтролер та дисплей WH1602, дати назви (псевдоніми) за принципом:

- Enable (E) – LCD_E
- RS – LCD_RS
- D4 – LCD_D4
- D5 – LCD_D5
- D6 – LCD_D6
- D7 – LCD_D7

Обираєте зручні для вас або вільні виводи мікроконтролеру. Виставляєте їх в режим "GPIO_Output" та називаєте за принципом, як зазначено вище. Приклад на рис. 4. Червоними зонами позначено потрібне для підключення LCD:

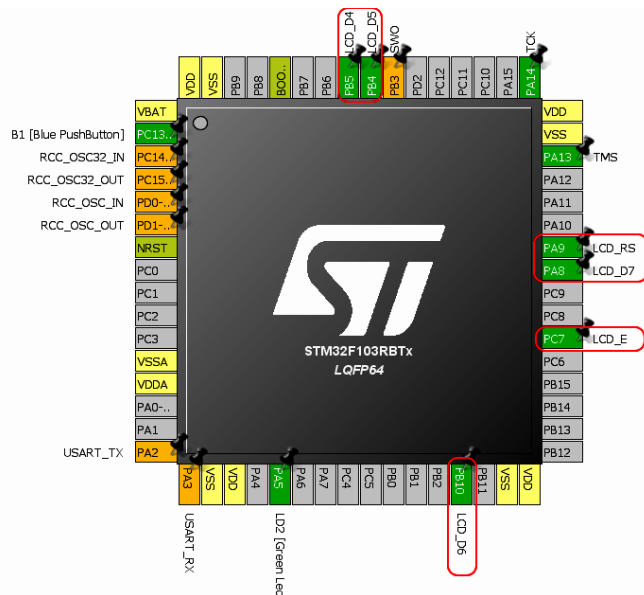


Рис. 4. Оголошення назв і режиму виводів для підключення LCD в STM32CubeIDE

Підключаємо бібліотеку до проєкту:

1. Завантажте архів бібліотеки "hd44780.zip" собі на диск. В архіві знаходиться тека "hd44780" з підтеками "inc" та "src".

2. Копіюємо файли бібліотеки до проєкту. Можна скопіювати самі файли бібліотеки до проєкту. Заголовні файли "h" у теку "inc" проєкту, а сирцеві файли "c" – до теки "src" проєкту.

Тепер, коли на рівні файлів все під'єднано як слід, треба в коді додати лиш один рядок в головний файл "main.c":

```
/* USER CODE BEGIN Includes */
#include "hd44780.h"
/* USER CODE END Includes */
```

Оце і все. Можна компілювати проєкт для перевірки. Якщо зроблено все правильно, то компілятор скомпілює проєкт без помилок.

Бібліотека для своєї роботи і зручності користувача має ряд функцій. Внутрішні функції розглядати не будемо, а розглянемо ті функції, що потрібні нам для виводу на дисплеї різноманітної інформації.

Список функцій бібліотеки:

- **lcdInit** – функція початкової ініціалізації дисплею;
- **lcdClrScr** – функція очищення дисплею, курсор в початкове положення;
- **lcdReturn** – функція повернення курсору в початкове положення;
- **lcdSetMode** – функція встановлення режимів: дисплей увімк/вимк, курсор блимає увімк/вимк, курсор увімк/вимк;
- **lcdGoto** – функція встановлює курсор в певне місце: рядок, стовпець;
- **lcdPuts** – функція виводу текстового рядка;
- **lcdPutc** – функція виводу окремого символу типу char;
- **lcdLoadChar** – функція завантаження до пам'яті дисплею користувацького символу;
- **lcdDrawChar** – функція малювання на дисплеї користувацького символу;
- **lcdBackSpace** – функція зміщення курсору на один символ ліворуч і його знищення;
- **lcdScroll** – функція зміщення всього тексту на один стовпець в потрібному напрямку (ліворуч або праворуч);
 - **cursorShift** – функція зміщення курсору на позицію праворуч чи ліворуч без знищення символу, що вже зображений. Призначена для редагування/виправлення тексту;
 - **lcdItos** – функція виводу на екран числа типу integer;

- **lcdFtos** – функція виводу на екран числа типу float;
- **lcdNtos** – функція виводу на екран числа типу integer з певним числом розрядів. Зайві розряди відсікаються. Розряди, яких не вистачає, заповнюються нулями;
- **lcdDrawBar** – функція малювання індикатора виконання;
- **lcdClrBar** – функція очищення індикатора виконання.



Рис. 5. Робочий макет передачі даних по USB

Результати експериментальних спостережень та їх аналіз

На рис. 6 наведено залежності частотного розподілу напруги на досліджуваній ділянці живої біологічної тканини рослинного походження. На рис. 6 прийнято такі позначення: 1 – яблуко, 2 – ізотонічний розчин, 3 – картопля, 4 – картопля молода, 5 – буряк, 6 – морква, 7 – алоє.

Аналіз залежностей на рис. 6 показує, що у разі дослідження живої клітинної структури форма АЧХ зразка біологічної тканини має важливу відмінність від форми АЧХ ізотонічного розчину.

На АЧХ біологічної тканини можна виділити чотири характерні ділянки.

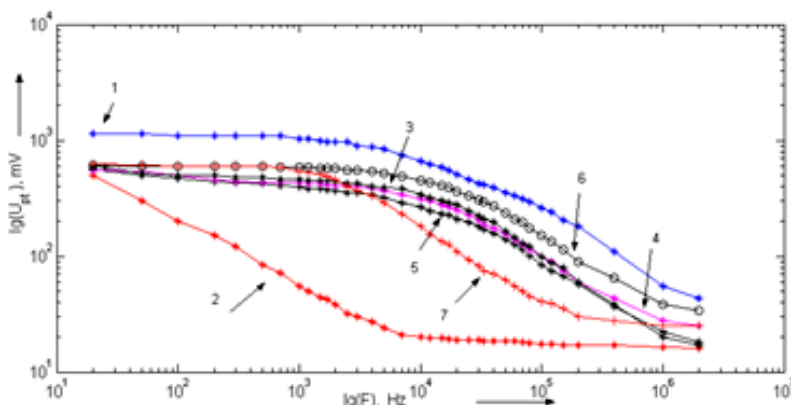


Рис. 6. АЧХ неушкодженої клітинної тканини

Перша ділянка – це відносно повільно спадаючий сигнал при позитивній кривизні в області частот $\Delta F_1 = [20; \dots 1000] \text{ Гц}$.

Друга ділянка в прийнятому логарифмічному масштабі наближається до лінійного виду в діапазоні частот $\Delta F_2 = [1,0; 100] \text{ кГц}$. На третій ділянці спостерігається спад сигналу з

негативною кривизною. Ця ділянка для всіх зразків має малий діапазон частот: $\Delta F_3 = [100; 200] \text{ кГц}$ для алое та $\Delta F_3 \cong 1000 \text{ кГц}$ – для інших типів досліджуваних тканин.

На четвертій ділянці сигнал майже не залежить від частоти в області частот $\Delta F_4 > 1 \text{ МГц}$

У прийнятих координатах частотна залежність для ізотонічного розчину явно відрізняється від АЧХ живої біологічної тканини. На цій залежності (крива 2 на рис. 6) спостерігаються дві ділянки, що явно розрізняються. На першій ділянці у діапазоні частот $\Delta F_{1fz} \cong [20; \dots 7000] \text{ Гц}$ спостерігається близьке до лінійного зменшення сигналу. На частотах $\Delta F_{2fz} > 7000 \text{ кГц}$ величина сигналу майже не залежить від частоти.

З аналізу випливає припущення про те, що при певному проміжному ступені ураження біологічної тканини АЧХ сигналу також набуватиме деяку проміжну форму між кривою 2 і, наприклад, кривою 1. Для перевірки цієї гіпотези були виміряні АЧХ біологічних тканин, які зазнали заморожування різного ступеня з наступним повільним нагріванням до кімнатної температури. Графічне зображення отриманих АЧХ наведено на рис. 7.

Аналіз залежностей рис. 7 підтверджує висунуту гіпотезу про наближення форми АЧХ до АЧХ ізотонічного розчину зі збільшенням тяжкості ураження. У цьому експерименті зразки рослинної біологічної тканини заморожувалися шляхом витримки в морозильній камері холодильника. Крива 1 є АЧХ біологічної тканини яблука, яка знаходилася в морозильній камері протягом 15 хв з наступним нагріванням в кімнатних умовах. Залежність 2 отримана на яблучній тканині після витримки в морозильній камері протягом 30 хв. Криві 3 і 5 представляють АЧХ, отримані на картоплі та яблуку після їх витримки в морозильній камері протягом 2 год. Залежність 4 є АЧХ ізотонічного розчину.

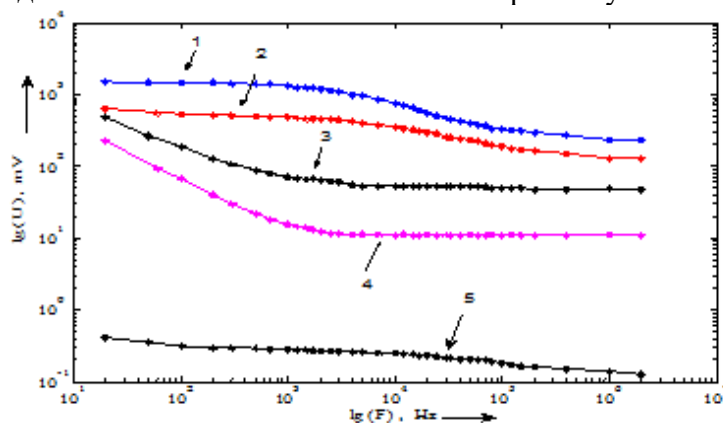


Рис. 7. АЧХ пошкодженої клітинної тканини

Отримані результати наочно демонструють явно виражене наближення форми залежності до залежності, отриманої для ізотонічного розчину.

Також видно відмінність після сильного заморожування яблучної тканини, внаслідок чого відбулося повне руйнування клітинної структури та вимірювання проводилися по суті на рідкій фракції, що представляє суміш міжклітинного та внутрішньоклітинного електролітів. Видно, що модуль імпедансу яблучного електроліту значно менший, ніж для ізотонічного розчину. Це явище можна пояснити значною відмінністю хімічного складу і, мабуть, різницею в щільності розчинів. Для біологічних тканин тваринного походження це явище спостерігатися не буде.

Отриманий результат показує, що форма АЧХ може бути інформативною ознакою об'ємного вмісту здорових клітин у досліджуваному об'ємі біологічної тканини і, отже, може бути ознакою її життєздатності.

Висновки

Основним результатом роботи є обґрунтування інформативності методу частотного аналізу імпедансу біологічних тканин для діагностики їх здатності до самовідновлення після отриманих пошкоджень.

У роботі визначено граничні значення частот сигналів, що забезпечують надійний вимір коефіцієнта життєздатності, а також граничні значення величин імпедансів на прикладі аналізу електричних властивостей клітинної структури рослинної біотканини при її неушкодженному стані. Запропоновано та розглянуто варіант реалізації автоматизованої системи збору даних імпедансометрії біотканин на базі мікроконтролера STM32F407VG.

Наступні роботи в галузі розвитку наукового напрямку імпедансометрії біотканин, будуть спрямовані на проведення досліджень з розробки та створення експериментального зразку прибору, побудованого на принципі вимірювання та аналізу сигналів перехідного процесу, що виникає в біологічній тканині при подачі на неї імпульсу мікроструму (при якому реалізується аналіз сигналів у часовій області замість аналізу частотної області).

Список літератури:

1. Bharara M., Cobb J. E., Claremont D.J. Thermography and thermometry in the assessment of diabetic neuropathic foot: a case for furthering the role of thermal techniques // *Low Extrem Wounds*. 2006. № 5:4. P. 250–260.
2. Isogai N. Application of medical thermography to the diagnosis of Freys syndrome // *Head Neck*. 1997. №19: 2. P.143–147.
3. Sidler M., Jackowski C., Dimhofer R. et al. Use of multislice computed tomography in disaster victim identification – advantages and limitations // *Forensic Sci Int*. 2007. №169. P. 2–3; 118–128.
4. Dellegrottaglie S., Sanz J., Macaluso F. et al. Technology Insight: magnetic resonance angiography for the evaluation of patients with peripheral artery disease // *Nat Clin Pract Cardiovasc Med*. 2002. № 4: 12. P. 677–687.
5. Лежнев К.К. Сравнительная оценка методов определения жизнеспособности мягких тканей при огнестрельных повреждениях : автореф. дис. ... канд. мед. наук. 1990. 19 с.
6. Thomasset A. Bio-electrical properties of tissue impedance measurements // *Lyon Med*. 1962. № 207. P. 107–118.
7. Bykh A.V., Kozin Yu.I., Leonidov, V.I., Kravtsov A.V., Bobnev R.A. Development of the systems for frequency impedancemetry of biotissues using the @Arduino@ platforms // *Telecommunications and Radio Engineering*. 2019. 78(1). P. 71–78. DOI: 10.1615/TelecomRadEng.v78.i1.80,
8. Кравцов О.В., Леонідов В.І., Козін Ю.І., Бобнев Р.О. Пристрій для визначення життєздатності біологічних тканин. Патент на корисну модель №133519, номер заявки u2018 11007; подана 07.11.2018, дата 10.04.2019, дата публікації 10.04.2019. Бюл. №7.
9. Kosin U. I., Leonidov V. I., Kravtsov A. V., Bobnev R. A. Device for measurement of biological tissue characteristics // *TelecomRadEng.v76.i13.50*. P. 1173–1179. DOI: 10.1615.
10. Бойко В.В., Кравцов А.В., Леонідов В.І., Бобнев Р.А., Ісаєв Ю.І., Козін Ю.І., Курбанов Т.А. Оцінка життєздатності обпалених тканин методом імпедансометрії // *Харківська хірургічна школа*. 2018. №3.
11. Програмування мікроконтролерів STM32 в середовищі STM32CubeIDE в прикладах і задачах : навч. посіб. / О. В. Зубков, І. В. Свид, О. В. Воргуль, В. В. Семенець. Дніпро : ЛІРА ЛТД, 2022. 144 с.
12. Семенець В.В., Леонідов В.І. Дослідження амплітудно-частотних характеристик біологічних тканин // *Радіотехніка*. 2020. Вип. 203. С. 186 В.І. 190. DOI: 10.30837/rt.2020.4.203.20
13. Семенець В.В., Леонідов В.І. Аналіз частотно-часової структури акустичних шумів малих автоматичних аеросистем // *Радіотехніка*. 2020. Вип. 202. С. 147–152. DOI:10.30837/rt.2020.3.202.15
14. Аврунін О.Г., Запорожець О.В., Носова Т.В., Семенець В.В. Мікропроцесори в інформаційно-вимірювальних системах : навч. посібник. Харків : ХНУРЕ, 2015. 180 с.
<http://openarchive.nure.ua/handle/document/5291>
15. Основи реєстрації та аналізу біосигналів : навч. посіб. / О.Г. Аврунін, В.Г. Абакумов, З.Ю. Готра, С.М. Злепко, А.В. Кіпенський, С.В. Павлов, В. В. Семенець. Харків : ХНУРЕ, 2019. 400 с.
<https://doi.org/10.30837/978-966-659-257-9>

Надійшла до редколегії 17.09.2023

Відомості про авторів:

Семенець Валерій Васильович – д-р техн. наук, професор. Харківський національний університет радіоелектроніки, професор кафедри біомедичної інженерії, Україна; e-mail: valery.semenets@nure.ua; ORCID: <https://orcid.org/0000-0001-8969-2143>

Леонідов Володимир Іванович – канд. техн. наук, Харківський національний університет радіоелектроніки, с. н. с. кафедри біомедичної інженерії, Україна; e-mail: volodymyr.leonidov@nure.ua; ORCID: <https://orcid.org/0000-0001-5218-3177>