

– 256 с. 7. Бакай О. В., Брич Т. Б., Лях Ю. В. Технології захисту банківських міжнародних платіжних карток // Вісник Національного університету “Львівська політехніка”: Автоматика, вимірювання та керування. – 2012. – № 741. – С. 184–187. 8. Dudykevych V., Bakay O., Lakh Y. Investigation of Payment Cards Systems Information Security Control // Proceedings of the 2013 IEEE 7th International Conference on Intelligent Data Acquisition and Advanced Computing Systems (IDAACS), Volume 2, (September 12–14, 2013, Berlin, Germany) P. 651–654.

УДК 616.71

Л. О. Березко, С. Є. Соколов*

Національний університет “Львівська політехніка”,
кафедра електронних обчислювальних машин,
*кафедра теоретичної радіотехніки та радіовимірювання

ОСОБЛИВОСТІ ПРОЕКТУВАННЯ ЕЛЕКТРОННОЇ БІОМЕДИЧНОЇ АПАРАТУРИ

© Березко Л. О., Соколов С. Є., 2014

Проаналізовано побудову та особливості електронної біомедичної апаратури. Запропоновано основну структуру біотехнічної системи. Розглянуто перспективи використання мікропроцесорних засобів для розроблення біомедичної апаратури. Сформульовано методологічні рекомендації стосовно процесу розроблення нової біомедичної апаратури.

Ключові слова: біотехнічні системи, комп'ютерні технології.

FEATURES OF ELECTRONIC BIOMEDICAL EQUIPMENT DESIGN

© Berezko L. A., Sokolov S. E., 2014

The analysis of electronic biomedical equipment design and features was performed. The main structures of biotechnological systems' is proposed. The prospects for the use of microprocessor means during biomedical equipment development are considered. The methodological recommendations on the biomedical equipment development process were made.

Key words : biotechnical system, computer technology.

Вступ

Розвиток біології та медицини потребує отримання об'єктивних інструментальних показників життєдіяльності біологічних об'єктів (БО). Це можливо тільки за умови розроблення та впровадження у практику нової спеціалізованої біомедичної електронної апаратури (БМЕА). У зв'язку зі специфікою досліджень біологічних об'єктів (БО) необхідні для цього прилади та системи під час проектування та розроблення треба розглядати як елементи спільної з БО біотехнічної системи (БТС) [2, 11]. Такий системний підхід враховує взаємний вплив БО та БМЕА, що дає змогу підвищити ефективність останньої [6, 10]. Незважаючи на значні успіхи світового медичного та біологічного приладобудування, різноплановість та комплексний характер задач проектування надає їм специфічної складності [4, 17].

Один з найперспективніших напрямів розроблення сучасної БМЕА ґрунтується на вимірюванні електричного імпедансу (або його складових) біологічної тканини [2, 5, 8].

Аналіз останніх досліджень і публікацій

Визначення пасивних електричних параметрів для дослідження закономірностей функціонування живих організмів та їх складових використовується порівняно давно. Проте інтерес до такого пасивного параметра біологічної тканини, як біоелектроімпеданс, знову зростає [2, 3, 5, 8, 16].

Разом з тим все поширенішим стає сприйняття електронної апаратури біомедичного призначення як складової єдиної біотехнічної системи (БТС) [6, 7, 17]. В багатьох публікаціях показано ефективність такого підходу на практиці [10, 12]. На необхідність саме такого підходу вказує і те, що під час модернізації, вдосконалення наявних технічних засобів (наприклад, реографа), як правило, оновлюється елементна база, переглядаються схемотехнічні рішення та програмне забезпечення, але при цьому конструкція та параметри давачів первинної інформації принципово не змінюються [1, 4].

В попередніх роботах авторів запропоновано представлення біологічних об'єктів у біотехнічних системах у вигляді двох структурних одиниць: фізіологічної характеристики, що вивчається, та біофізичного параметра, який змінюється відповідно до зміни фізіологічної характеристики [14]. Це дало змогу синтезувати структуру БТС, достатньої для опису взаємодії БО та технічних засобів біологічного та медичного призначення [1, 15]. Пропонована робота є продовженням розвитку методології БТС в застосуванні для конкретного випадку, а саме біоелектроімпедансометричної апаратури (БЕІМА).

Постановка задачі

Актуальним є аналіз специфіки проектування біомедичної електроімпедансної апаратури (БМЕІА) з урахуванням її особливостей.

Результати досліджень

Досвід розроблення серійної біомедичної апаратури та аналіз літератури показують, що БЕІМА повинна відповідати специфічним умовам. А саме, крім вимірювання імпедансу, вона повинна:

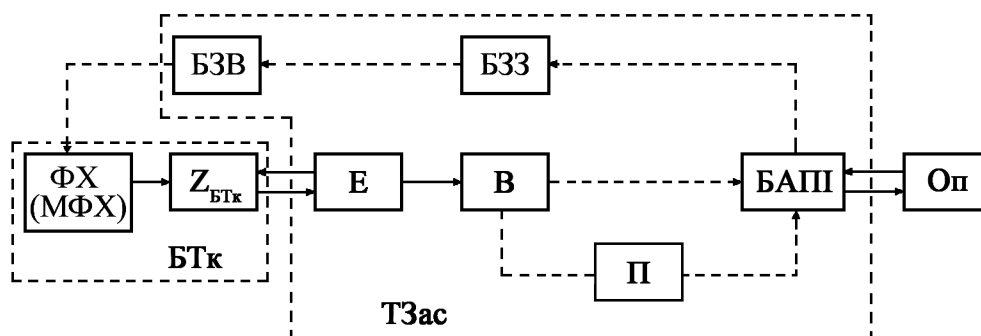
- а) забезпечувати мінімально можливий вплив технічних засобів на біологічний об'єкт;
- б) у випадку перетворення значень електричного імпедансу на величину досліджуваної фізіологічної характеристики встановлений між ними взаємозв'язок повинен мати коефіцієнт кореляції, що гарантовано задовольняє оператора-лікаря чи оператора-дослідника;
- в) виконувати жорсткі умови до електробезпеки пацієнта та персоналу, що обслуговує апаратуру;
- г) забезпечувати нетоксичність всіх технічних засобів, які контактують з біологічним об'єктом або можуть випадково контактувати з ним;
- д) забезпечувати можливість багаторазової дезінфекції, а в разі необхідності – стерилізації вимірювальних електродів та давачів;
- е) виконувати особливі задачі обробки та подання отриманої первинної інформації;
- ж) забезпечуватись нестандартними засобами метрологічного контролю апаратури, що адекватні електропровідним властивостям досліджуваних тканин.

Наведені умови пов'язані з принциповою відмінністю використання біомедичної апаратури від загальнотехнічної електронної апаратури, а саме – контактом з біологічним об'єктом.

Під час проектування важливо, що вимоги пунктів *в*, *г*, *д* сформульовано у державних та міжнародних стандартах, де також вказано шляхи для їх виконання та подальшої перевірки. Однак способи виконання пунктів *а*, *б*, *е*, *ж*, як правило, не підлягають жорсткій регламентації.

У змісті пунктів *а* і *б* зосереджена головна особливість БЕІМА – взаємодія технічних засобів з біологічним об'єктом. Це означає необхідність встановлення фізико-хімічних, фізіологічних процесів, що виникають за такої взаємодії, та мінімізації їх впливу на результати вимірювання. Фіксування відмінностей ще недостатньо для аналізу особливостей апаратури, що розглядається. Для цього пропонується структура біотехнічної системи, в якій використано БЕІМА. Структура наведена на рисунку, де позначення елементів такі: $Z_{\text{БТк}}$ – електричний імпеданс біологічної тканини; ΦX – фізіологічна характеристика; $M\Phi X$ – морфологічна характеристика; БТк –

біологічна тканина; Е – електроди; В – вимірювач електричного імпедансу; П – перетворювач; БАПІ – блок аналізу та представлення інформації; БЗВ – блок зовнішнього впливу; БЗЗ – блок зворотного зв'язку; О_п – оператор; ТЗас – технічний засіб.



Біотехнічна система отримання інформації про стан біологічного об'єкта вимірюванням електричного імпедансу біологічної тканини

Перші структури отримання інформації про стан БО використовували лише факт вимірювання $Z_{БТк}$. Сигнал з вимірювача В подається безпосередньо до блока аналізу та представлення інформації БАПІ. Прикладом БЕІМА першого типу структур БТС може бути використання приладу ІСГТ-01 – індикатора співвідношення імпедансів, виміряних на низькій (5 кГц) та високій (500 кГц) частоті. Коефіцієнт співвідношення дає змогу контролювати гідратацію біологічних тканин [5, 16], а також визначати так званий коефіцієнт життєздатності, наприклад, вивчаючи БТк в онтогенезі [3]. Як правило, статичні та динамічні значення $Z_{БТк}$ перетворюють на фізіологічні характеристики (ФХ). В цьому випадку сигнал з вимірювача імпедансу В подається до блока перетворення П з характеристикою перетворення:

$$\Phi X = f(Z_{БТк}). \quad (1)$$

До другого типу структур належить апаратура імпедансної плетизмографії (реографії), яка дає змогу неінвазивними методами вивчати важливі показники кровообігу [9]. Спеціальні експериментальні та медичні дослідження взаємозв'язку імпедансу проб крові та гематокритного числа дозволили розробити малогабаритний аналізатор крові АГ-01, який можна використовувати в інтенсивній терапії, в машинах швидкої допомоги та у польових умовах [2].

Використовуючи зовнішній вплив на досліджуваний фізіологічний процес, з метою стимуляції його прояву підключають блок зовнішнього впливу (БЗВ). Прикладом такої структури є апарат для визначення тканинного кліренсу рідин та газів [13].

Якщо зовнішня дія використовується як терапевтична, у структуру БТС необхідно ввести блок зворотного зв'язку (БЗЗ). Завдяки загальнобіологічному ефекту акомодатії, наприклад у разі нейростимуляції чи дефібриляції, БТк змінює свої властивості. Проявом цього явища є зміна її електричного імпедансу та його складових [10, 11]. Зворотний зв'язок дає можливість автоматично та швидко оптимізувати інтенсивність та форму сигналу впливу. На цьому принципі побудовані електростимулятори типу “ЭЛИМАН” [10].

Особливість та складність метрологічного забезпечення БЕІМА полягає у принциповій неможливості вибору еталонного БО. Тому оцінити вимірювання можна тільки моделюванням живої тканини, точніше її пасивних електричних властивостей, що змінюються за відомим законом відповідно до зміни фізіологічної (або морфологічної) характеристики, що вивчається.

Специфіка та складність обробки інформації часто становлять головну проблему під час розроблення апаратури та трактування отриманих результатів. Особливо це важливо в складних технічних засобах, наприклад, імпедансних томографах. У зв'язку із широким застосуванням в біомедичній апаратурі мікропроцесорної техніки суттєвого значення набуває блок БАПІ. Окрім стандартних функцій відображення інформації, реалізації інтерфейсу користувача та керування іншими блоками БТС, він може виконувати функції блоків БЗВ та БЗЗ, а також функції

інтелектуальної обробки інформації, які неможливо реалізувати іншими засобами. Треба також враховувати можливість використання БЕІМА як активного абонента комп'ютерної мережі медичної установи, що працює в режимі реального часу.

Висновки

Особливості проектування нової БЕІМА пов'язані з її безпосереднім контактом з БО.

Аналіз апаратури як складової єдиної БТС дав змогу сформулювати перелік її основних особливостей.

Специфіка особливостей розглянутої структури БТС, характерних для вимірювання електроімпедансу біологічних тканин, та комплексний характер проектування зобов'язує починати роботу із синтезу відповідної БТС та подальшого аналізу взаємодії її складових частин. Особливості контакту біологічної тканини та технічних засобів, насамперед біоелектродні процеси, проблеми кореляції електричного імпедансу біологічної тканини з досліджуваними фізіологічним процесом та питання моделювання біологічних тканин задають напрям експериментальних та теоретичних біофізичних досліджень, що передують суто технічній стадії проектування.

Повинні бути ретельно проаналізовані конкретні особливості застосування спроектованої апаратури і врахована специфіка необхідної комп'ютерної обробки та використання результатів вимірювання.

1. Berezko L., Sokolov S. *The systems approach to the development of electronic biomedical equipment // Proceedings of the 6-th International Conference "Advanced Computer Systems and Networks: Design and Application"* – Lviv, 2013. – P. 38–40. 2. Березко Л. О., Смердов А. А., Соколов С. Є. *Можливості застосування біоелектроімпедансометрії для дослідження стану мікроциркуляції // Електроніка і зв'язь.* – 2011. – № 2 (61). – С. 101–105. 3. Березовський В. А., Ярошенко В. Т. *Динаміка пасивних електричних властивостей тканин в онтогенезі людини // Клінічна та експериментальна патологія.* – 2008. – Т. 7. – № 3. – С. 1–10. 4. Джонс Дж. К. *Методы проектирования / пер. с англ.* – М.: Мир, 1986. – 326 с. 5. Носков В. Б., Николаев Д. В., Туйкин С. А., Кожаринов В. И., Грачев В. А. *Портативный импедансометр для оценки жидкостных пространств организма в условиях космического полета // Медицинская техника.* – 2007. – № 4. – С. 45–47. 6. Попечителев Е. П. *Биотехнические системы и технологии на их основе // Биотехнические системы в медицине и биологии.* – СПб.: Политехника. – 2002. – С. 5–12. 7. Попечителев Е. П. *Проблемы синтеза биотехнических систем // Медицинская техника.* – 2013. – № 2. – С. 1–6. 8. Промович Ю., Забитівський В. *Синтез структури електроімпедансного томографа // Вісник ТНТУ.* – 2010. – Том 15. – № 3. – С. 111–118. 9. *Импедансная плетизмография / под ред. Г. И. Сидоренко.* – Минск: Беларусь, 1978. – 159 с. 10. *Системы комплексной электротерапии / Под ред. А. М. Беркутова, В. И. Жулева, Г. А. Кураева, Е. М. Прошина.* – М.: Лаборатория базовых знаний "Бином", 2000. – 376 с. 11. Смайлис А. *Исследование межэлектродного сопротивления при дефибрилляции // Электрическая стимуляция и дефибрилляция сердца.* – Каунас. – 1969. – С. 150–152. 12. Смердов А., Сторчун Е. *Біомедичні вимірювальні перетворювачі.* – Львів: Кальварія, 1997. – 112 с. 13. Sokolov S. *Application of Bioimpedancemetry Method for Analysis of Microcirculatory Parameters // International Conference "Modern Problems of Radio Engineering, Telecommunications and Computer Science", Lviv Polytechnic National University, 2010.* – P. 138. 14. Соколов С. Є. *Основные свойства биотехнических систем / Соколов С. Є. // Матеріали XII Міжнародної науково-практичної конференції "Сучасні інформаційні та електронні технології".* – Одеса, 2011. – С. 340. 15. Соколов С. Є. *Разработка медицинской аппаратуры с точки зрения философии науки и техники // Філософські пошуки.* – Львів: Ліга-Прес. – 2014. – Вип. II. – С. 116–131. 16. Tedner V. *Equipment using an impedance technique for automatic recording of fluid-volume changes during hemodialysis // Med Biol. Eng. Comput.* – 1983. – № 21. – P. 285–290. 17. *Теория и проектирование диагностической электронно-медицинской аппаратуры: учеб. пособие / под ред. В. М. Ахутина.* – Л.: Изд-во Ленинградского университета. – 1980. – 148 с.