

**Висновки.** Експериментально досліджено зміни коефіцієнта відновлення залежно від конструктивних особливостей ТП і параметрів газового потоку. Встановлено, що коефіцієнт відновлення змінюється в невеликих межах і практично не залежить від відношення площ вхідних  $F_{ax}$  і вихідних  $nf$  отворів, через які газовий потік надходить у камеру гальмування і витікає з неї. Це означає, що за правильної експлуатації ТП забезпечується постійність швидкісної складової похибки, тому немає необхідності перевіряти її в процесі експлуатації, її визначають тільки під час розроблення конструкції в умовах розробника і періодичних випробувань в умовах заводу-виготовлювача.

1. Шлихтинг Г. Теория пограничного слоя / Герман Шлихтинг; пер. с нем. Г.А. Вольперта под ред.

Л.Г. Лойцянского. – М.: Наука, 1974. – 711 с. 2. Мак-Адамс В. Х. Теплопередача / Вильям Х. Мак-Адамс; пер. с англ. Б.Л. Маркова. – М.: Металлургиздат, 1961. – 686 с. 3. Фединець В.О. Оптимізація газодинамічної підсистеми термоперетворювачів для вимірювання температури газових потоків / Василь Фединець // Вісник Нац. у-ту “Львівська політехніка “Теплоенергетика. Інженерія довкілля. Автоматизація” 2009. – № 659. – С. 68–73. 4. Жукаускас А.А. Теплообмен в высокотемпературном потоке газа / Альгирдас Альфонсович Жукаускас. – Вильнюс: Минтис, 1972. – 231 с. 5. Фединець В.О. Розрахунок температури газового потоку за показами термонпар / В.О. Фединець // Методи та прилади контролю якості. – 2006. – № 16. – С. 61 – 64.

УДК 536.5+537.63+537.613

## ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ РІВНОМІРНОСТІ НАГРІВУ ТА ТОЧНОГО ВИМІРЮВАННЯ ТЕМПЕРАТУРИ НАНОЧАСТИНОК МАГНІТНИХ МАТЕРІАЛІВ ПРИ ПРОЕКТУВАННІ УСТАВ ДЛЯ ЇХ ДОСЛІДЖЕННЯ

© Самченко Ростислав, Стадник Богдан, 2013

Національний університет “Львівська політехніка”, кафедра інформаційно-вимірювальних технологій,  
вул. С. Бандери 12, 79013, Львів, Україна. e-mail: rostyslav.samchenko@gmail.com

*Подано загальну структуру уставу для вимірювання теплових характеристик композитів на основі магнітних наночастинок. За допомогою моделювання показано залежність нерівномірності розподілу магнітного поля всередині нагрітого навою від його довжини. Запропоновано волоконно-оптичний перетворювач, як можливе вирішення проблеми вимірювання температури зразка за умов дії змінного поля навою.*

*Представлено общую структуру установки для измерения тепловых характеристик композитов на основе магнитных наночастиц. С помощью моделирования показана зависимость неравномерности распределения магнитного поля внутри нагревательной катушки от ее длины. Предложен волоконно-оптический преобразователь в качестве решения проблемы измерения температуры образца под действием радиочастотного поля катушки.*

*In this work common structure of device for thermal properties measurement of magnetic nanoparticles based composites is presented. By means of modeling higher magnetic field uniformity for longer heating coils was shown. Fluorescence-based fiber optic sensor as possible solution of sample temperature measurement problem during high AC magnetic field heating is proposed.*

**Вступ.** Магнітна гіпертермія – це новий метод лікування раку, що ґрунтується на нагріванні уражених онкологічним захворюванням тканин за допомогою магнітних наночастинок. Наночастинки магнітних матеріалів та їх сполук, або так звані магнітні

наночастинки (МНЧ), є наступним кроком науки на шляху до створення медичних нанороботів. Розмір МНЧ, що містяться в біосумісній оболонці з таких речовин, як напр. декстран, полівініловий спирт, фосфоліпіди тощо, дає змогу вводити їх у взаємодію з

біологічними субстанціями. Такі магнітні нанороботи можливо також провести по кровеносних судинах за допомогою градієнта зовнішнього магнітного поля [1].

Сьогодні широко досліджують композити на основі гідрогелів з магнітними наночастинками. Гідрогелі – це полімери, які можуть абсорбувати велику кількість рідини, не розчиняючись та не змінюючи своєї структури. Їх застосовують за медичним призначенням завдяки їхнім фізичним властивостям, схожим на властивості живих тканин, та високому рівню біосумісності [1]. Компонування магнітних наночастинок, які нагріваються змінним магнітним полем, з теплочутливими гідрогелями дає можливість здійснювати адресну доставку ліків у організмі людини, тобто поєднати методи гіпертермії та хіміотерапії. Численні дослідження показали, що при цьому збільшується ефективність лікування раку в 1,5–2,5 разу [2].

В ідеалі лікування методом гіпертермії повинно вибірково знищувати клітини пухлини, не пошкоджуючи навколишніх тканин [3]. Нагрів до цільової температури спричиняє певну клітинну деактивацію дозозалежно. Хоча графіки залежності дії на тканину термальної дози візуально подібні до графіків дії радіаційної або дози лікарського препарату, критична межа теплової деактивації клітин поки що невідома [4]. Ракові тканини не мають розвинутої судинної системи, відтак їх тепловий опір більший, ніж здорових тканин, тому вони не можуть так ефективно охолоджуватись. Клітини пухлини, нагріті до температури близько 42 °С, починають відмирати, тоді як здорові клітини здебільшого залишаються неушкодженими до 48 °С [5, 6].

Певна термальна доза протягом деякого часу спричиняє відмирання ракових клітин, яке поділяється на два механізми: апоптоз та некроз. На відміну від некрозу, апоптоз є природним нетоксичним послідовним відмиранням клітини. Відомо, що некроз відбувається за вищих температур, ніж апоптоз [7]. На основі численних досліджень науковців світу загальноприйнято 43 °С за максимальну безпечну температуру гіпертермії [7, 8].

**Мета дослідження.** Як відомо, існує суворя температурна межа гіпертермії, нагрів вище від якої може пошкодити тканини тіла людини. Тому необхідно проводити лабораторні випробування таких композитів, перед їх клінічним застосуванням, на спеціальних лабораторних уставах, що дають можливість визначити теплові характеристики цих матеріалів. У одній із попередніх робіт [13] проаналізовано наявні

устава. Сьогодні створюються все новіші конструкції таких пристроїв [1, 14–16]. Проте деякі аспекти термометрії, проектування навою та теплової ізоляції зразка не завжди беруться до уваги. У статті розглянуто такі важливі метрологічні аспекти проектування устава для визначення теплових характеристик композитів на основі магнітних наночастинок, як точне вимірювання температури та рівномірний розподіл змінного магнітного поля по дослідному зразку.

**Властивості МНЧ.** Залежно від розмірів, структури та властивостей МНЧ можна поділити на [1]: однодоменні, багатодоменні та суперпарамагнетичні. Змінне магнітне поле спричиняє нагрів МНЧ за допомогою трьох основних механізмів [1]: втрат на гістерезис, релаксації Нееля та Броуна. Нагрів багатодоменних МНЧ в змінному магнітному полі спричинений переважно втратами на гістерезис (намагніченість відстає у часі від прикладеної напруженості магнітного поля). Суперпарамагнітні МНЧ – це малі (діаметром менше за 20 нм для  $\text{Fe}_3\text{O}_4$ ) однодоменні МНЧ, втратами на гістерезис яких можна знехтувати через дуже вузьку петлю гістерезису, тому потужність виділяється насамперед завдяки релаксації. Дія вихрових струмів також нехтовно мала через малі розміри частинок [9]. Нагрів залежить від розмірів, форми, складу, концентрації та в'язкості середовища, у якому МНЧ розчинені, а також від значення та частоти прикладеного магнітного поля. Потужність, яка витрачається на створення певної кількості тепла у грамі магнітного матеріалу, можна розрахувати за калориметричним методом. Така кількість тепла називається питомим поглинанням ( $SAR - \text{specific absorption rate}$ ) [1], або питомим поглинанням потужності ( $SPA - \text{Specific Power Absorption}$ ) [10].

Потужність магнітного поля, розсіяну МНЧ у формі кулі, можна описати спрощеним рівнянням [9]:

$$P = \mu_0 c_0 H_0^2 f \frac{2pft}{1 + (2pft)^2}, \quad (1)$$

де  $\mu_0$  – магнітна проникність вакууму  $4\pi \times 10^{-7} \text{ H} \cdot \text{A}^{-2}$ ;  $c_0$  – залежна від магнітного поля магнітна проникність;  $H_0$  та  $f$  – амплітуда та частота прикладеного магнітного поля, відповідно;  $t$  – діючий час релаксації, значення якого лежить в проміжку від  $10^{-9}$  to  $10^{-6}$  для МНЧ магнетиту ( $\text{Fe}_3\text{O}_4$ ) розмірами від 1 до 20 нм [12].

За умов калориметричних вимірювань приріст температури через час  $\Delta t$  можна розрахувати за формулою:

$$DT = \frac{PDt}{rc_p}, \quad (2)$$

де  $r$  та  $c_p$  – відповідно густина та питома теплоємність композиту.

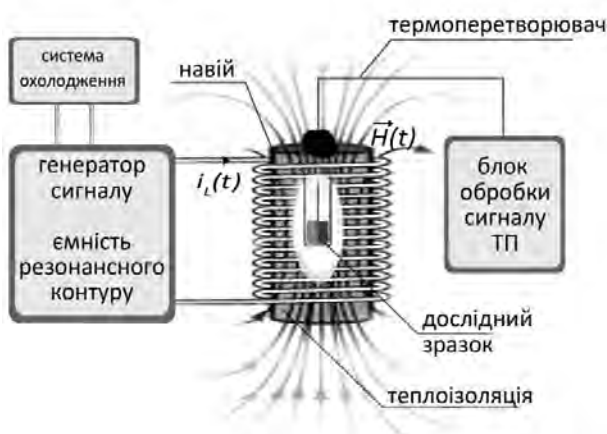


Рис. 1. Загальна структура устави для дослідження теплових характеристик композитів на основі МНЧ

**Загальна структура устави.** Устави для дослідження теплових характеристик композитів на основі МНЧ дають можливість визначити питома поглинання потужності (SAR), прикладаючи магнітне поле певної частоти та амплітуди та вимірюючи температуру композиту при цьому. Такі системи зазвичай містять такі базові елементи (рис.1):

- резонансний контур, що складається з ємності та навою, який створює магнітне поле;

- генератор вхідного сигналу для збудження коливань у резонансному контурі;
- система охолодження;
- система вимірювання температури: термоперетворювача та блока обробки його сигналу;
- теплова ізоляція дослідного зразка.

**Аспект рівномірного розподілу магнітного поля.** Як випливає з формули (1), амплітуда прикладеного змінного магнітного поля сильно впливає на потужність, що розсіюється МНЧ. Для забезпечення рівномірного нагріву дослідного зразка навії повинен бути належно спроектованим для забезпечення рівномірного розподілу магнітного поля. Miloš Beković [3, 16], V. Nemkov [17] у своїх роботах описують успішні конструкції навоїв.

За допомогою моделювання методом скінченних елементів, використовуючи програмний пакет Comsol, розраховано розподіл магнітного поля, що генерується навоєм (соленоїдом), коли по ньому протікає синусоїдальний струм з амплітудою 150 А. Як відомо [20], рівномірність магнітного поля всередині соленоїда залежить від відношення його довжини до ширини і є максимальною для навою нескінченної довжини. На рис. 2 продемонстровано розподіл магнітного поля та його вектори для навоїв на 11 (ліворуч) та на 21 (праворуч) витків, які намотані з мідної трубки діаметром 6,35 мм з кроком 1 мм. Як видно, вектор напруженості магнітного поля для обох навоїв є паралельним до напрямку намотування.

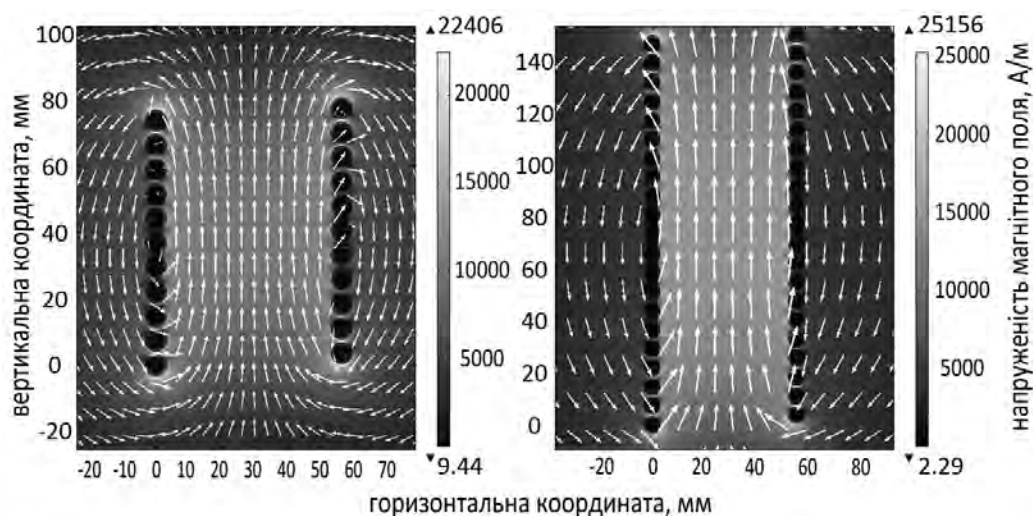


Рис. 2. Моделі розподілу магнітного поля для навоїв на 11 витків (ліворуч) та 21 виток (праворуч)

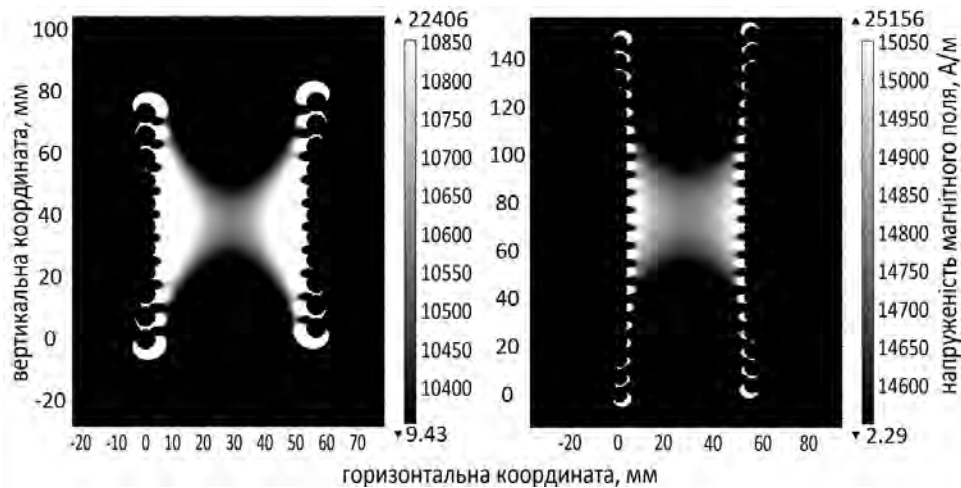


Рис. 3. Моделі рівномірності магнітного поля для навоїв на 11 витків (ліворуч) та на 21 виток (праворуч).

Діапазон відображення напруженості магнітного поля ( $H_{centr} - 250 \text{ A/m}$ ;  $H_{centr} + 250 \text{ A/m}$ ),

де  $H_{centr}$  – напруженість магнітного поля у центрі навою

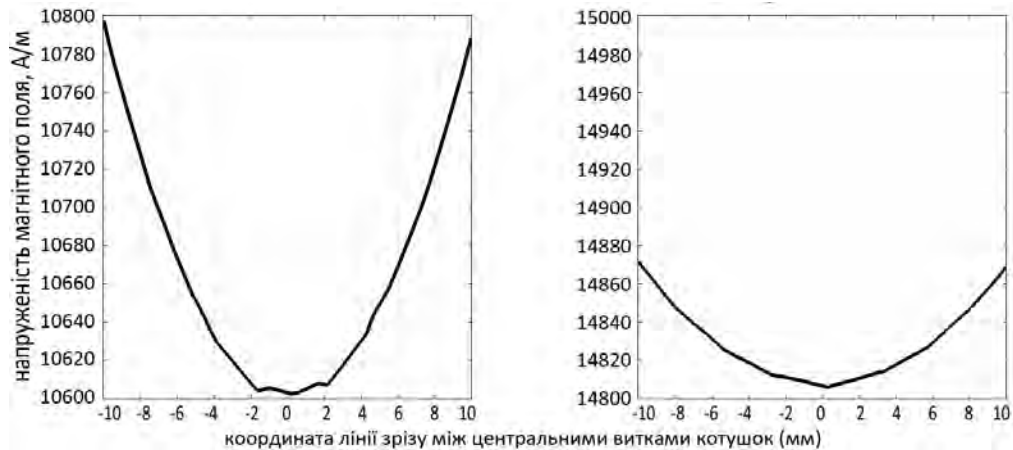


Рис. 4. Профіль розподілу магнітного поля у зоні 20 мм навколо центра навою на 11 витків (ліворуч) та на 21 виток (праворуч) (всередині 6-го та 11-го витків відповідно)

На рис. 3 діапазон відображення магнітного поля змінено з  $(H_{min}; H_{max})$  на  $(H_{centr} - 250 \text{ A/m}; H_{centr} + 250 \text{ A/m})$ , де  $H_{centr}$  – значення магнітного поля у центрі навою. Профіль розподілу магнітного поля вздовж горизонтальної лінії, проведеної між центральними витками навою (шостим та одинадцятим відповідно), зображено на рис. 4. Як видно, варіація напруженості магнітного поля у зоні 20 мм навколо центра соленоїда  $\Delta H_{11} = 195 \text{ A/m}$  для першого навою та  $\Delta H_{21} = 65 \text{ A/m}$  для другого. Отже, довший навій має помітну перевагу в аспекті рівномірності магнітного поля.

**Вимірювання температури.** Високе значення напруженості магнітного поля спричиняє похибки

вимірювань у разі використання традиційних термометрів, таких як термоелектричні та терморезистивні перетворювачі, зумовлюючи електромагнітні завади та додаткове нагрівання металевих частин перетворювача.

Волоконно-оптичні перетворювачі температури відомі своєю нечутливістю до електромагнітних завад в області вимірюваного об'єкта. Для точкових вимірювань температури використовують волоконно-оптичні ґратки Бреґга, резонатори Фабрі-Перо, перетворювачі на основі явища забороненої зони напівпровідників (SCBG – semiconductor band gap technology) та на основі явища флюоресценції. Головні переваги та недоліки застосування вищеперелічених термоперетворювачів у цій роботі представлені в таблиці, яка ґрунтується на роботі [19].

**Переваги та недоліки найпоширеніших волоконно-оптичних перетворювачів для точкового вимірювання температури**

	Напівпровідникові ВОП	ВОП на основі явища флюоресценції	Гратки Брегга	Інтерферометричні
Точність	~ 0,1 К	~ 0,1 К	~ 0,1 К	~ 0,5К
Спектральна чутливість	0,1...0,4нм/К	X	~ 0,01 нм/К	~0,07 нм/К
Діапазон	-40...250°C	-45...200°C	-70...300°C	-50...200°C
<b>Переваги</b>	мініатюрні конструкції, висока точність, малий час реакції, передача сигналу на вел. відстані	мініатюрні конструкції, висока точність, низька вартість, малий час реакції	мініатюрні конструкції, можливість квазірозподілу, вимірювання, передача сигн. на вел. відстані	Стабільність характеристик, передача сигналу на вел. відстані
<b>Недоліки</b>	ціна вторинної апаратури	обмежена довжина лінії, складність фотореєструвального устаткування	висока чутливість до деформацій, ціна вторинної апаратури	великі габаритні розміри, інерційність, ціна вторинної апаратури

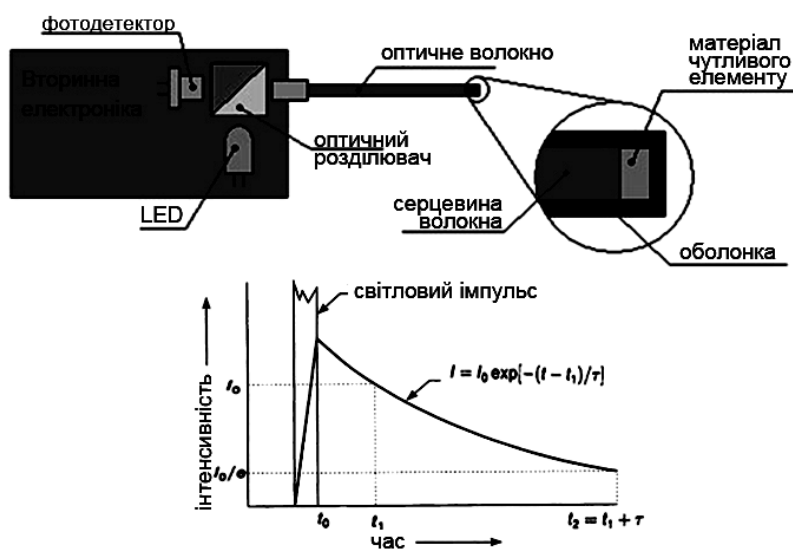


Рис. 5. Структура системи для вимірювання температури на основі явища флюоресценції (згори) та графік залежності інтенсивності флюоресцентного свічення матеріалу чутливого елемента протягом часу (внизу) [18][19]

Як показано в [19], останні мають перевагу за вартістю, оскільки у такій вимірювальній системі не використовується спектрометр як вторинний прилад, а також ці перетворювачі мають можливість створення мініатюрних конструкцій для зменшення впливу на температурне поле вимірюваного об'єкта та достатню точність. Принцип роботи термоперетворювачів на основі явища флюоресценції полягає у температурній залежності тривалості емісії флюоресцентного свічення матеріалу чутливого елемента після збуджу-

вального світлового імпульсу, який передається з вторинного приладу. На рис. 6 зображено структуру такого вимірювального приладу, а також залежність інтенсивності флюоресцентного свічення чутливого елемента протягом часу.

**Висновок.** Виконуючи лабораторні дослідження композитів з МНЧ, перед їх клінічним застосуванням необхідно з високою точністю визначати їх параметри, такі як температура нагрівання, питоме поглинання

потужності. Використання мініатюрних волоконно-оптичних перетворювачів дає змогу ліквідувати вплив електромагнітних завад на термперетворювач, який перебуває в середовищі високої напруженості магнітного поля, під час вимірювання температури дослідного зразка композиту всередині навою. Також, для забезпечення точності калориметричних вимірювань, необхідно мінімізувати теплопередачу між дослідним зразком та навоєм та навколишнім середовищем, забезпечивши відповідну теплову ізоляцію.

Через квадратичну залежність потужності, що розсіюється МНЧ у змінному магнітному полі, від амплітуди його напруженості, як видно з формули (1), необхідно належно проектувати нагрівний навій, щоб зменшити нерівномірність напруженості магнітного поля у зоні нагрівання зразка.

Подальші дослідження будуть націлені на реалізацію експериментальної устави для дослідження температурних характеристик композитів на основі МНЧ, яка матиме можливість регулювання частоти та напруженості магнітного поля для проведення дослідів з реальними об'єктами.

1. Tabatabaei S.N. *Magnetic Nanoparticles Encapsulated in Hydrogel as Hyperthermic Actuators for Microrobots Designed to Operate in the Vascular Network* / Tabatabaei, Seyed Nasr // *Intern. Conf. on Intelligent Robots and Systems* – 2009. – С. 546–551. 2. Русаков С.В. *Гипертермия в онкологии: неизвестное об известном* // Веб-сайт "Московский врач" [Електронний ресурс] 2010. – Режим доступу: [http://mv-online.ru/view\\_page.php?page=63&ID=0](http://mv-online.ru/view_page.php?page=63&ID=0). 3. FEM Thermal Calculation of the Warming of Magnetic Fluid Exposed to Alternating Magnetic Field/ Beković Miloš [Електронний ресурс] // XII International PhD Workshop OWD – 2010. Режим доступу: <http://mechatronika.polsl.pl/owd/pdf2010/221.pdf>. 4. Magnetic Fluid hyperthermia (MFH): Cancer treatment with AC magnetic Field induced excitation of biocompatible superparamagnetic nano particles / Jordan A., Scholz R., Wust P., Fähling H., Felix R. // *Journal of Magnetism and Magnetic Materials*. – 201. – 1999. – P. 413–419. 5. Blue L. *Fluid Dynamics and Heating of Magnetic Nanoparticles in Simulated Blood Vessels*/Lauren Blue. – 2009. 6. Maenosono S. *Theoretical Assessment of FePt Nanoparticles as Heating Elements for Magnetic Hyperthermia* / Maenosono // *IEEE Transactions on Magnetics*. – Vol.42(6). – 2006. – С. 1638–1642. 7. Roizin-Towle L. *The response of human and rodent cells*

*to hyperthermia* / Roizin-Towle, Pirro // *International Journal of Radiation Oncology* – Vol. 20(4). – 1992. – С. 751–756. 8. Harmon B.V. *Cell death induced in a murine mastocytoma by 42-47 degrees C heating in vitro: evidence that the form of death changes from apoptosis to necrosis above a critical heat load.* / Harmon B.V. // *International Journal of Radiation Biology*. – Vol 58(5). – 1990. – С. 845–858. 9. Rosensweig R.E. *Heating magnetic fluid with alternating magnetic field* / Rosensweig R.E. // *Journal of Magnetism and Magnetic Materials*. – Vol. 252. – 2002. – С. 370–374. 10. *Magnetic Hyperthermia With Fe<sub>3</sub>O<sub>4</sub> Nanoparticles: The Influence of Particle Size on Energy Absorption* / Goya G.F., Lima E., Arelaro A. D., Torres T. // *IEEE Transactions of Magnetics*. – Vol. 44(11). – 2008. – С. 4444–4447. 11. Nadelcu G. *Magnetic Nanoparticles Impact on Tumoral Cells in the Treatment by Magnetic Fluid Hyperthermia* / Nadelcu Gigel // *Journal of Nanomaterials and Biostructures*. – Vol 3(3). – 2008. – С. 103–107. 12. *Використання математичних моделей для проведення наближеної оцінки індукційного нагріву феромагнітних наночастинок* / Архів доповідей міжнародної науково-практичної конференції «Современные направления теоретических и прикладных исследований 2012») [Електронний ресурс] / Самченко Р.П. – Одеса, 2012. – Режим доступу: <http://sworld.com.ua/index.php/uk/technical-sciences-112/innovative-technologies-112>. 13. Самченко Р.П. *Теплочутливі композити з феромагнітними наночастинками для медичних цілей (Огляд устав для дослідження теплових характеристик нанокомпозитів)* / Самченко Р.П. // *Вимірювальна техніка та метрологія*. – 2011. – № 72. – С.142–147. 14. *The next step on Magnetic Hyperthermia research*, – *Nanoscale Biomagnetics*. – 2012 [Електронний ресурс]. – Режим доступу: <http://www.nbnanoscale.com/content/cats/52/InfografiaDefEN.pdf>. 15. *Size dependence of specific power absorption of Fe<sub>3</sub>O<sub>4</sub> particles in AC magnetic field*/ Ming Ma, Ya Wu, Jie Zhou, Yongkang Sun // *Journal of Magnetism and Magnetic Materials* 268. – 2004. – С. 33–39. 16. Bekovic M. *FEM-based development of measurement system for magnetic fluid characterization* / Bekovic M., Hamler A. // *PRZEGLĄD Elektrotechniczny (Electrical Review)*. – 2011. – R. 87. – NR 3. ISSN 0033-2097. 17. *Design study of induction coil for generating magnetic field for cancer hyperthermia research* / Nemkov V., Ruffini R., Goldstein R., Jackowski J., DeWeese T. L., Ivkov R. // *AMF Life Systems*, 2011. 18. *OSENSA Innovations Corp. Fluorescent Sensor Technology* // *OSENSA Innovations*

Corp., 2012 [Електронний ресурс]. – Режим доступу: [http://www.osensa.com/downloads/WP\\_OSENSA\\_Fluorescent\\_Sensor\\_Technology.pdf](http://www.osensa.com/downloads/WP_OSENSA_Fluorescent_Sensor_Technology.pdf). 19. Самченко Р.П. Аналітичний огляд волоконно-оптичних перетворювачів для точкового вимірювання температури медичних нано-

композитів в процесі їх індукційного нагріву / Самченко Р.П., Стадник Б.І. // Електротехнічні та комп'ютерні системи. — Одеса, 2012. — № 06(82). 20. Зильберман, Г.Е. Электричество и магнетизм / Silberman. – М.: Наука, 1979. – 385 с.

УДК 536.31

## МЕТРОЛОГІЧНЕ ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ ВИМІРЮВАЧІВ РІЗНИЦІ ТЕМПЕРАТУР НА ОСНОВІ ПЛАТИНОВИХ ТЕРМОПЕРЕТВОРЮВАЧІВ З ДВОДРОТОВОЮ ЛІНІЄЮ ЗВ'ЯЗКУ

© Олесків Тарас, Яцук Василь, 2013

Національний університет “Львівська політехніка”, кафедра метрології, стандартизації та сертифікації  
м. Львів, вул. С. Бандери, 28, taras\_oleskiv@ukr.net

*Проведено аналітичний огляд відомих методів і засобів метрологічного забезпечення вимірювачів різниці температур. Запропоновано структуру вимірювача різниці температур для сенсорів з дводротовою лінією зв'язку з можливістю проведення процедури автоматичного калібрування. Проаналізовано параметри ліній зв'язку.*

*Проведен аналитический обзор существующих методов и средств метрологического обеспечения измерителей разности температур. Предложена структура измерителя разности температур для сенсоров с двухпроводной линией связи с возможностью проведения процедуры автоматической калибровки. Проанализированы параметры линий связи.*

*An analytical review of existing methods and means of metrological assurance of measuring temperature difference is conducted. Temperature difference measuring structure for sensors with two-wire line connection with the possibility of automatic calibration procedure is proposed. Parameters of lines connection are analyzed.*

**Вступ.** У наші дні прецизійне вимірювання як температури, так і різниці температур відіграє важливу роль під час контролю багатьох технологічних процесів (випробувань сонячних колекторів, метрологічної перевірки колективних теплолічильників тощо). Аналіз нормативної документації показав, що для метрологічного забезпечення вимірювання різниці температур потрібно вибирати методи і засоби, межа допустимих значень похибки яких не перевищувала б  $\Delta_{\text{доп}} \leq \pm 0,1$  К. Провівши огляд чутливих елементів, встановили, що для виконання цієї умови для вимірювання різниці температур найдоцільніше використовувати платинові термоперетворювачі опору завдяки їх високій точності, стабільності в часі, широкому температурному діапазону вимірювання та добрим електричним властивостям, які встановлені європейським стандартом DIN EN 60 751 [2].

Під час побудови як самих вимірювачів різниці температур, так і засобів їх метрологічного забезпечення основними джерелами похибок є вплив залишкових параметрів з'єднувальних ліній, перегрів чутливих елементів вимірювальним струмом, похибка від зміни значення вимірювального струму, адитивна і мультиплікативна складові похибки усього тракту перетворення.

**Аналітичний огляд відомих методів і засобів метрологічного забезпечення вимірювачів різниці температур.** Сьогодні для вимірювання як температури, так і різниці температур часто використовують платинові термоперетворювачі з характеристикою термоелемента Pt 100 і все більшого поширення набувають сенсори з НСХ Pt 500 і Pt 1000. Застосування сучасних технологій дає змогу виготовляти терморезистивні перетворювачі з підвищеною