

Прилади і системи біомедичних технологій

2. Хребтов И. А., Маляров В. Г. Неохлаждаемые тепловые матричные приемники ИК излучения // Оптический журнал. – 1997. – № 6. С. 3 – 17.
3. Kaplan H. Practical applications of infrared and imaging equipment. – SPIE, Bellingham, Washington, USA, 1999. – 164p.
4. Іваницький Г. В. Современное матричное тепловидение в биомедицине // Успехи физических наук. – 2006. – Том 176. – № 12. – С. 1295 – 1320.
5. Ллойд Дж. Системы тепловидения: Пер. с англ. – М.: Мир, 1978. – 416 с.
6. Колобродов В. Г., Лихоліт М. І. Проектування тепловізійних і телевізійних систем спостереження: Підручник. – К.: НТУУ «КПІ», 2007. – 364 с.

Надійшла до редакції
12 березня 2014 року

© Аль-Мзіраві Ахмед Малік Лазім, Колобродов М. С., Пінчук Б. Ю., 2014

УДК 615.831.7

МОНІТОРИНГ ЗМІНИ ТЕМПЕРАТУР ПРИ ЛАЗЕРНІЙ ТЕРАПІЇ

Тимчик Г. С., Терещенко М. Ф., Печена М. Р.

Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут»,
м. Київ, Україна

Неінвазивна діагностика має ряд переваг, які надають можливість використовувати її в багатьох випадках при виявленні патологічних новоутворень. В статті наведено переваги та недоліки поширених методів діагностики та приділено увагу саме термографії, оскільки вона є найбільш безпечним методом отримання даних про стан біологічних об'єктів, встановлено можливість моніторингу температурних змін при проведенні лазерної терапії за допомогою тепловізора. Приведені результати дослідження впливу лазерного випромінювання на біологічні тканини, які отримані за допомогою інфрачервоної термографії. Встановлені залежності підвищення температури під опромінення від часу впливу та від температури оточуючого середовища відповідно до них побудовані математичні моделі.

Ключові слова: тепловізор, лазерна терапія, інфрачервоне теплобачення, абсолютне значення температури, біологічні системи.

Вступ

Використання радіофізичних методів вимірювання параметрів фізичних процесів дозволяє охарактеризувати як динаміку процесів, так і їх якість. Широке використання мають акустичні, оптичні, температурні та інші способи контролю різних об'єктів та систем. З урахуванням того, що більшість фізичних та хімічних процесів в біологічному об'єкті відбувається зі зміною температури, то експрес-методом, який немає шкідливого випромінювання, для діагностики та контролю процесів є моніторинг температурних режимів.

Температура є інформативним показником, так як різкі сталі зміни температурного поля біологічного об'єкту може бути проявом патологічних змін та відповідно є показником для подальшої більш детальної діагностики [1].

Аналіз сучасного стану проблеми

Використання інфрачервоного тепlobачення дозволяє визначити локалізацію патологічних процесів, за допомогою просторового розподілу температур в інфрачервоному діапазоні (ІЧД). Використання хвиль ІЧД є одним з способів розв'язання багатьох поставлених завдань в діагностиці на сьогодні [2].

На основі проведеного аналізу апаратних методів раннього діагностування патологічних змін біологічних об'єктів (табл. 1), можна зробити висновок, що використання ІЧ термографії може бути додатковим або ж найпершим методом виявлення патологічних змін біологічного об'єкту, у тому числі й онкологічних для подальшого призначення чи ще більш детальних досліджень, чи лікування та дозволяє встановити місце локалізації процесу, ступінь його активності (в залежності від отриманого зображення та його кольору).

Таблиця 1. Порівняння існуючих методів апаратної діагностики

Методи діагностики	Сутність Методу	Переваги	Недоліки	Сфери використання
Тепlobачення	Діагностика, за допомогою власного ІЧ випромінювання тіла пацієнта	Дешевизна, мобільність, безконтактність, безпечність діагностика на ранніх стадіях	Суб'єктивність методу	Діагностика всіх процесів, що супроводжуються зміною температури [3]
Рентгенографія	За допомогою рентгенівського опромінення	Доступність, діагностика на ранніх стадіях, найвища специфічність	Шкідливе опромінення	Захворювання легень, пошкодження кісток, у мамології
Ультразвукове дослідження	Дослідження за допомогою ультразвукових хвиль	Відсутність шкідливого випромінювання	неможливість діагностики на ранніх стадіях	Дослідження внутрішніх органів
Комп'ютерна томографія	Неруйнівне пошарове дослідження внутрішньої структури об'єкта	Надає можливість діагностики при жировій інволюції	Шкідливе опромінення, неможливість діагностики на ранніх стадіях, висока вартість	Зображення внутрішніх органів, кісток, м'яких тканин, кровоносних судин [4]
Магнітно-резонансна томографія	дослідження з використанням фізичного явища ядерного магнітного резонансу	Діагностика новоутворень на відносно ранніх етапах, можливість спектроскопії	Шкідливе опромінення, висока вартість, використання контрастної речовини	Застосування у візуалізації тканин мозку, серця, м'язів, а також новоутворень

Метод ІЧ термографії не вносить артефактів вимірювань в умовах дії електромагнітних випромінювань, тому може застосовуватися для реєстрації динаміки розігріву біологічних об'єктів безпосередньо під час дії

електромагнітних випромінювань, під час введення лікарських засобів, проведення деяких видів терапії. Отож, виходячи з вище перерахованих переваг, теплобачення може без будь-яких обмежень використовуватися для профілактичних обстежень пацієнтів з метою раннього виявлення патологічних процесів при діагностиці навіть у польових умовах без високовартісного обладнання.

Крім діагностики патологічних процесів, теплобачення може успішно використовуватись для моніторингу та досліджень при різноманітних видах терапії, оскільки будь-яке лікування може привести до підвищення температури. Яскравим використанням ІЧ діагностики є моніторинг при проведенні лазерної терапії, яка впливає на зміну температури опромінюваної ділянки біологічного об'єкту, що в свою чергу, може бути керуючою величиною, при перевищенні дози опромінення та може призвести до опіків, ведуть за собою негативні результати лікування. Якщо правильно знайти залежність температури досліджуваного об'єкта від потужності опромінення фізіологічно нормальної біологічної тканини, то легко можна не тільки контролювати стан тканини в масштабі реального часу, а передбачити можливі шляхи розвитку відхилень від нормального підвищення температури.

Таку залежність можна знайти шляхом порівняння показників температури отриманих дослідним шляхом до проведення лазерної терапії та після закінчення дії опромінення.

Постановка задачі

Важливими параметрами опромінюваних тканин є температурна провідність, так як вона описує процеси перенесення теплоти та зміни температури в середовищі.

З рівнянь теплопровідності [5] випливає зв'язок температури опромінюваного об'єкту з щільністю потужності лазерного випромінювання, що дає змогу визначити максимальну температуру поверхні тіла при нагріванні його лазерним випромінюванням для випадку постійної за часом та площею опромінюваної зони щільності потужності випромінювання.

Далі детально розглянуті часткові випадки при об'ємному поглинанні в момент закінчення дії впливу на поверхню біологічного об'єкту, та отримано дві математичні моделі (1) та (2) для розрахунку температури опромінюваної зони після проведення терапії.

Рівняння залежності для температури біологічного об'єкта, опромінюваного лазерними променями в інфрачервоному діапазоні довжин хвиль при умові об'ємного поглинання [6] – це перша математична модель для проведення обчислення:

$$T = \frac{q_0 A \sqrt{\tau} (2c\rho\delta\sqrt{a} + k\sqrt{\pi\tau})}{ck\rho\delta\sqrt{\pi}} + T_n, \quad (1)$$

де T – температура об'єкту, r_0 – радіус опромінюваної зони, τ – час впливу випромінювання, a – температуропровідність опромінюваної ділянки, k – теплопровідність матеріалу, δ – глибина проникнення світла в речовину, T_n – поча-

ткова температура, ρ – щільність опромінюваного об’єкту, c – теплоємність, q_0 – щільність потужності падаючого випромінювання.

Друга математична модель для обрахунку температури опромінюваного біологічного об’єкта при об’ємному поглинанні буде [6]:

$$T = \frac{q_0 A r_0 \left[4\delta + r_0 \ln \left(19,4 \frac{a\tau}{r_0^2} \right) \right]}{8k\delta} + T_{\text{н}}. \quad (2)$$

Дослідження проводились при різних значеннях температури оточуючого середовища, які відрізняються від середнього значення кімнатної температури, отож для того, щоб зробити об’єктивні висновки з проведених досліджень, був введений корегуючий температурний коефіцієнт:

$$b = T_{\text{н.с.}} - T, \quad (3)$$

де $T_{\text{н.с.}}$ – температура навколишнього середовища, T – температури зони досліджень.

Підставивши (3) відповідно у залежності (1) і (2), отримаємо:

$$T = \frac{q_0 A \sqrt{\tau} (2c\rho\delta\sqrt{a} + k\sqrt{\pi\tau})}{ck\rho\delta\sqrt{\pi}} + T_{\text{н}} + b, \quad (4)$$

$$T = \frac{q_0 A r_0 \left[4\delta + r_0 \ln \left(19,4 \frac{a\tau}{r_0^2} \right) \right]}{8k\delta} + T_{\text{н}} + b. \quad (5)$$

Дані для розрахунку математичних моделей (4), (5) представлені в табл. 2.

На рис. 1 наведені розрахункові середні значення для залежностей (4) та (5) та середнє значення вимірної температури за допомогою ІЧ камери.

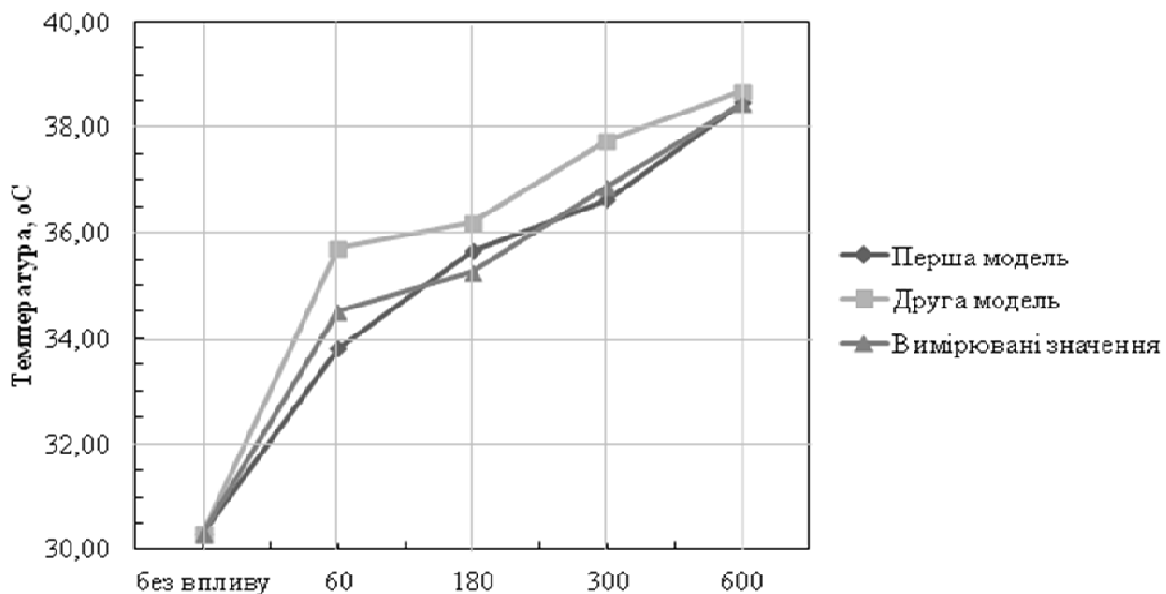


Рис. 1. Порівняння середніх обчислених значень температури за допомогою математичних моделей та вимірних значень залежно від часу опромінювання

Таблиця.2. Параметри досліджуваного об'єкту та значення параметрів впливу

Назва параметру	Позначення	Значення параметру		Одиниці вимірювання
		модель (4)	модель (5)	
Щільність потужності падаючого випромінювання	q_0	$35 \cdot 10^{-3}$	$35 \cdot 10^{-3}$	Вт
Час впливу випромінюванням	τ	60, 180, 300, 600	60, 180, 300, 600	С
Теплоємність опромінюваної ділянки	c	$1,48 \cdot 10^3$		Дж/(кг·°С)
Щільність опромінюваної ділянки	ρ	1780		кг/м ³
Глибина проникнення світла в тіло	δ	$1,2 \cdot 10^{-3}$	$2,8 \cdot 10^{-6}$	М
Температуропровідність опромінюваної ділянки	a	$1,764 \pm 0,039$	$1,764 \pm 0,039$	м ² /с
Теплопровідність опромінюваної ділянки	k	0,25	0,25	Вт/(м·°С)
Поглиналина здатність опромінюваних тканин	A	63	63	%
Діаметр плями на поверхні	r_0		$4 \cdot 10^{-3}$	м ²
Середня кімнатна температура	$T_{\text{сер. к. т.}}$	22,5	22,5	°С
Корегуючий коефіцієнт	b	0,9	0,9	°С

Результати дослідження

Дослідження проводились на дослідному стенді з лазерним фізіотерапевтичним апаратом АФЛ-2 в режимі без модуляції (безперервний режим) випромінювання (довжина хвилі – 0,8 мкм, потужність 35 мВт/см^2) та з вимірюванням температури шкіри руки за допомогою інфрачервоної камери «MobiRM3».

Нижче наведені результати досліджень при не модульованому табл. 3 впливі лазерного опромінення та побудовані відповідні діаграми.

На кожному етапі дослідження спочатку вимірювалась температура біологічного об'єкту без впливу випромінюванням, через хвилину безперервної дії, через дві хвилини, п'ять та десять хвилин відповідно. Після кожного такого етапу досліджуваному об'єкту надавалось десять хвилин на відпочинок, тобто в цей час опромінювання не відбувалось, що дає змогу релаксації обробленої ділянки та відразу ж проводився моніторинг температурного розподілу на опроміненій ділянці. Після цього процедура опромінювання повторювалась.

Як видно з побудованих залежностей – чим більший час впливу на біологічну тканину лазерним випромінюванням, тим вищою стає отримана температура (рис. 2).

Відповідно є можливість контролювати такий вплив, щоб не відбувалось

надлишкового нагрівання і відповідно не було ймовірностей опіків під час лікування.

Таблиця 3. Значення температур тканин отриманих при проведенні експерименту при температурі в приміщенні 21,1°C

Час опромінення, с	Значення температури, °C				Середнє значення
	Перше вимірювання	Друге вимірювання	Третє вимірювання	Четверте вимірювання	
без впливу	29,50	30,30	30,80	30,60	30,30
60	33,50	34,30	35,10	35,10	34,50
180	35,30	35,50	35,20	35,00	35,25
300	36,10	36,80	37,00	37,60	36,88
600	37,80	38,50	38,80	38,70	38,45

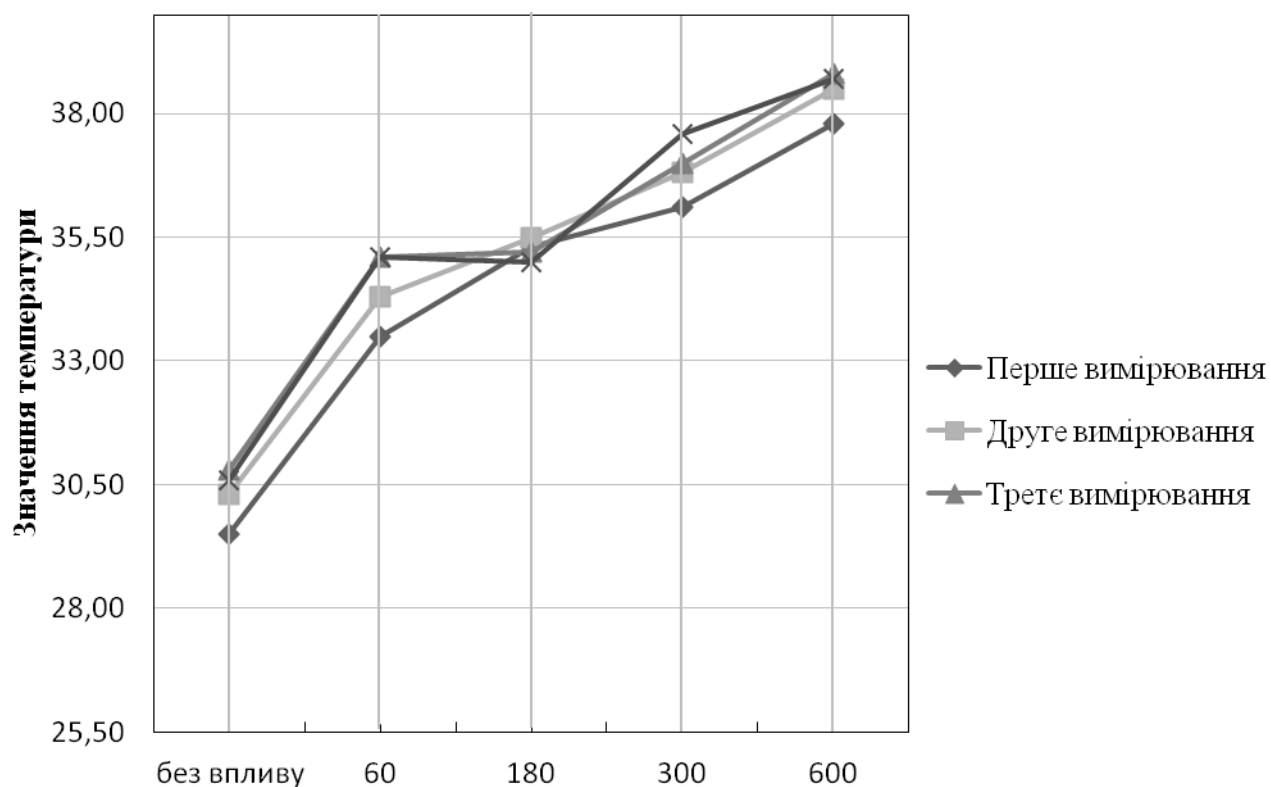


Рис. 2. Графік залежності температури опромінених тканин, котру отримано експериментально, від часу дії немодульованим лазерним пучком

Також в ході проведення даних досліджень було введено додатковий коефіцієнт, який корегує температуру опроміненої ділянки відповідно до температури оточуючого середовища.

Висновки

Оцінивши існуючі недоліки та переваги методу ІЧ термографії, можна зробити висновок, що подальше дослідження саме цієї методики, є не тільки доцільним, але й важливим. Температура шкіри і характер її неоднорідності служать інтегральним показником стану живого організму.

Запропоновані математичні моделі з введеним корегуючим коефіцієнтом дають нам можливість проводити вимірювання незалежно від температури оточуючого середовища. Та в будь-якому разі, свою увагу при розширенні можливостей термографії потрібно звертати на два основних напрямки: підвищення точності отримання абсолютних значень температур та покращення програмного забезпечення для обробки отриманих з ІЧ камер термозображень.

Література

1. Гираев К. М. Оптические исследования биотканей: определение показателей поглощения и рассеяния / К. М. Гираев, Н. А. Ашурбеков, О. В. Кобзев // Письма в ЖТФ. – 2003. – том 29, вып. 21. – С. 48.
2. Акімов Є. Б. Температурний портрет людини і його зв'язок з аеробною активністю і рівнем лактату в крові / Є. Б. Акімов, Р. С. Андрєєв, Ю. Н. Каленов, А. А. Кірдин, В. Д. Сонькін, А. Г. Тоневицький // Фізіологія людини. – 2010. – том 36, № 4. – С. 89 – 101.
3. Вайнер Б. Г. Матричное тепловидение в физиологии: Исследование сосудистых реакций, перспирации и терморегуляции у человека / Б. Г. Вайнер // Новосибирск: Изд-во СО РАН – 2004. – С. 96.
4. Инструкция по прохождению компьютерной термографии. – Режим доступа: <http://scanlife.com.ua/ru/scans/ct/instruction>.
5. Вейко В. П., Шахно Е. А. Сборник задач по лазерным технологиям. Изд. 3-е, испр. И дополн. – СПб: СПбГУ ИТМО, 2007. – С. 8 – 11, 30 – 32
6. Терещенко М. Ф. Оцінка та контроль ефективності впливу на біологічний об'єкт лазерним випромінюванням / М. Ф. Терещенко, С. П. Якубовський // Вісник НТУУ «КПІ». Серія приладобудування. – 2012. – Вип. 44. – С. 90 – 97.

*Надійшла до редакції
10 квітня 2014 року*

© Тимчик Г. С., Терещенко М. Ф., Печена М. Р., 2014

УДК 621.391+612.16

КОМПЛЕКС КАРДИОМОНИТОРИНГА ПАЦИЕНТОВ В ПОВСЕДНЕВНЫХ УСЛОВИЯХ

Шуляк А. П., Шачиков А. Д.

*Национальный технический университет Украины "Киевский Политехнический Институт",
г. Киев, Украина*

Системы кардиомониторинга не обеспечивают необходимого охвата населения для преодоления проблемы сердечнососудистых заболеваний (ССЗ) и отстают в своем развитии