

Розглянута узагальнена класифікація методів біомедичної діагностики, що базується на аналізі доплерівського зсуву. Охарактеризовані основні діагностичні аспекти методів, що використовуються в оптичному діапазоні. Відмічені можливості застосування лазерно-індукованих решіток для діагностики газових потоків при біологічних та медичних дослідженнях. Обґрунтовано можливість застосування лазерно-індукованих решіток для визначення температури та концентрації O_2/CO_2 в бінарній газовій суміші при вдиханні/видиханні, що є передумовою для створення експериментального зразка установки та подальших досліджень.

Ключові слова: ефект Доплера, оптична біомедична діагностика, лазерно-індуковані решітки.

M. Bezuglyy, Y. Kotsur

National Technical University of Ukraine "Kyiv Polytechnic Institute", Kyiv, Ukraine

APPLICATION OF DOPPLER EFFECT IN OPTICAL BIOMEDICAL DIAGNOSTICS

The generalized classification of methods of biomedical diagnostics, based on the analysis of Doppler shift considered. The basic diagnostic aspects of methods, applied in an optical range are described. Possibilities of application of Laser-Induced Gratings are marked for diagnostics of gas streams at biological and medical researches. Possibility of the use of Laser-Induced Gratings is grounded for determination of temperature and concentration of O_2/CO_2 in binary mixed gas at inhalation/exhalation. It is a prerequisite to create experimental plant and subsequent research.

Keywords: Doppler effect, optical biomedical diagnostics, Laser-Induced Gratings.

*Надійшла до редакції
21 жовтня 2011 року*

УДК 681.2:535.853

МЕТОД ВИЗНАЧЕННЯ КООРДИНАТ ПАТОЛОГІЧНИХ ЗОН У БІОЛОГІЧНИХ ОБ'ЄКТАХ ЗА ВЕКТОРОМ ГРАДІЄНТУ РОЗПОДІЛУ ЇХ ПОЛЬОВИХ СТРУКТУР

Скицюк В. І., Клочко Т. Р.

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

У роботі йдеться про результати досліджень зі створення теоретичних засад взаємодії польових структур біологічних об'єктів при визначенні зон патології в їх масі. Отже, основні положення підходу до поняття взаємодії засобів медичного обладнання з біологічними об'єктами під час обстеження базуються на моделюванні розподілу польових структур, що утворюються цими коливальними системами, з огляду на динаміку змін їх параметрів у процесі діагностики, розміри реального відчутника та відстань до зони патології у масі. Зокрема йдеться про аналіз вектору градієнту розподілу польових структур біологічного об'єкта з аномальним об'єктом у масі. Ці математичні моделі можуть бути застосованими у подальшому для створення засад дії нових засобів експрес-визначення наявності та розташування зони патології у біологічній масі для лікувально-діагностичних систем.

Ключові слова: *польова структура, градієнт, вектор, об'єкт.*

Вступ

Досить часто у медичній практиці зустрічаються випадки, коли необхідно визначитися з координатою тієї чи іншої патології, прихованої в масі живого

об'єкта, яка не може бути знайденою традиційним оглядом фахівця або традиційної медичної апаратури, проте ця патологія вимагає хірургічного втручання або негайного консервативного лікування. Звісно, що у таких випадках повинна бути досить висока точність, яка за звичайних методик є ненадійною, а саме за точністю визначення координат патології. Тим не менш, будь-яка патологія створює навколо себе зону присутності (ЗП), яка при використанні відповідних технологій та технічних засобів досить легко реєструється. Згідно закону присутності ТОНТОР [1, 2, 3] всі об'єкти мають ЗП, яка визначається низкою фізико-хімічних законів та має визначений достеменний спектральний характер.

Відомі наразі пристрої та системи діагностичних досліджень, наприклад [4, 5, 6], застосовують здебільшого активно-пасивні методи здобування корисної інформації. При цьому можливі негативні наслідки втручання випромінювань активного модулю у патологічні зони організму. Тому нагальним питанням є створення методів точного визначення координат патологічного об'єкта (ПО) у масі, які застосовували б виключно пасивні інформаційні модулі. Проте наразі практично подібні дослідження невідомі. Отже, мета роботи полягає у створенні методу визначення координат ПО за дослідженням польових структур (ПС) об'єктів.

Постановка задачі

При наявності джерела підтримки ПС зони присутності, а в нашому випадку – це наявність біологічної маси, яка має властивості підтримки та розповсюдження ЗП, оскільки знаходиться у стані активних біофізичних дій з джерелом. Для того, щоб змоделювати цей процес у спрощеному вигляді, розглянемо, як це відбувається у суцільному середовищі ізотропної біологічної маси у приповерхневому шарі.

Приймемо початкові умови. Припустимо, що ми визначили ділянку $G(x, y)$ поверхні біологічного об'єкта (БО), де орієнтовно на певній глибині знаходиться ПО. ПО як антагоністичний об'єкт у відношенні до нормального об'єкта з гомогенним середовищем має відповідну реакцію взаємодії з навколишнім середовищем, тобто ізотропною біологічною масою. Якщо обирати найбільш активний закон [2] стосовно взаємодії ПО з біологічною масою, то і абстрактний відчутник є найбільш достеменним інформатором про активність цієї зони присутності. На визначеній ділянці поверхні $G(x, y)$ будемо вважати, що $G'(z), G''(z) \approx 0$, тобто поверхня є практично рівною. Якби не існувало ПО, то скалярне поле функції $G(x, y)$ практично наближалось б до ситуації, коли $G'(x, y), G''(x, y) \approx 0$, тобто мали б рівномірний розподіл потенціалу $A''(x, y, z) \approx 0$. У випадку, коли ПО є наявним, умови різко порушуються. Його поява у будь-якій крапці у межах ділянки $G(x, y)$ викликає порушення ПС на її поверхні (рис. 1,а). Якщо розглянути проекцію потенціалу на поверхню відносно координати X , то матимемо відповідний за потенціалом графік (рис. 1,б).

У першому та другому випадках (рис. 1) відображені еквіпотенційні лінії функції $G(x, y)$, тобто $q_{-2}q_{-1}...q_0q_1q_2q_3...q_i...q_{n-2}q_{n-1}q_n$. Оскільки початок координат ми обираємо суто суб'єктивно за досвідом, кваліфікацією та інтуїцією лікаря, то будемо вважати, що нульова точка координат співпадає з еквіпотенційною лінією q_0 , тобто це є наслідок відносності ПС як такої [2].

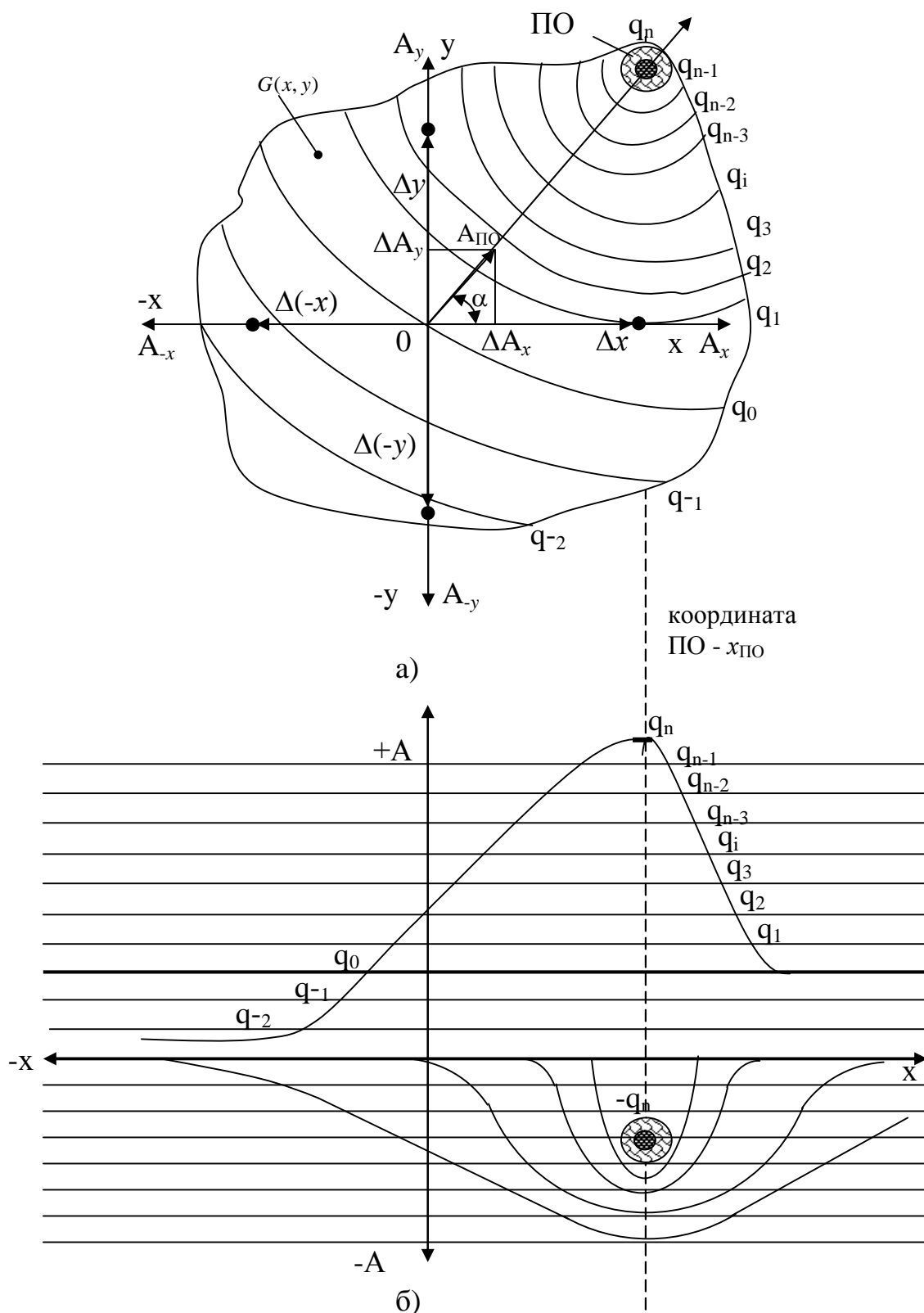


Рис. 1. Методика визначення координат патологічного об'єкта, де: a - розподіл ЗП ПО у об'єкті, b - проекція потенціалу на поверхню об'єкта.

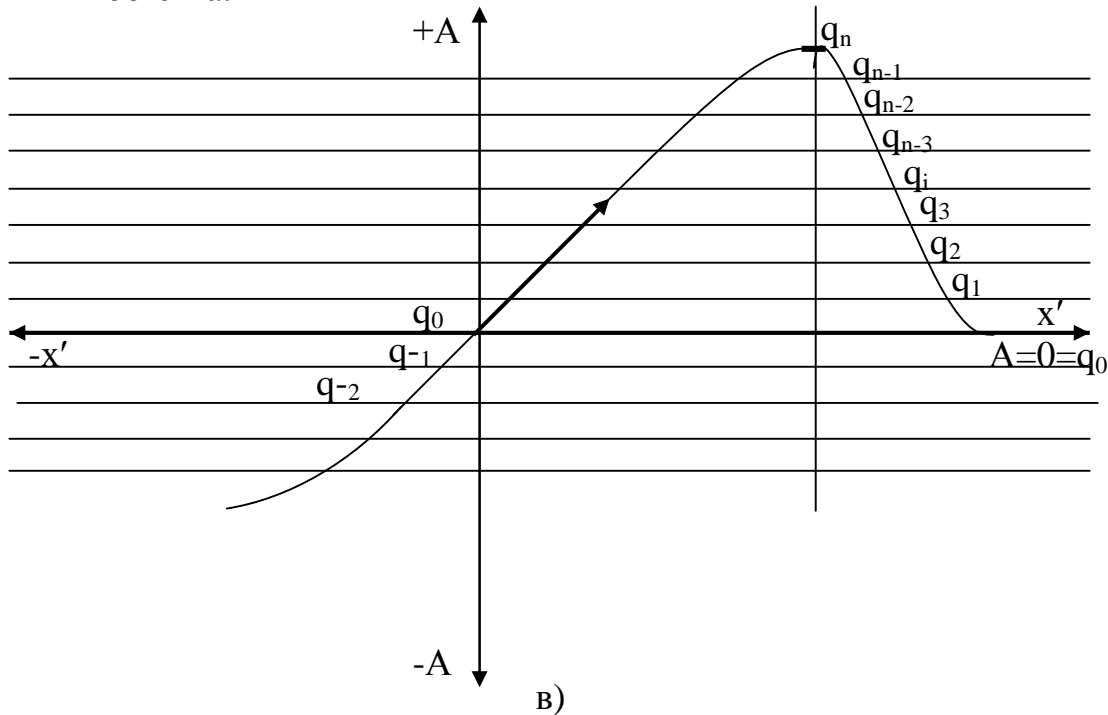


Рис. 1. Методика визначення координат патологічного об'єкта, де: b - нормалізована проекція потенціалу на поверхню об'єкта.

Еквіпотенціаль q_0 є піковим максимальним значенням у межах обраної ділянки $G(x, y)$.

Вибір розташування початку координат та напрямку їх осей абсолютно неважливо, як буде показано далі, головне, щоб ПО знаходився у зоні чутливості відчутників. Розташуємо відчутники у межах координат на осях координат X та Y . При цьому для координат усіх п'яти відчутників необхідно виконувати наступні умови:

- перший відчутник $x = 0 \quad y = 0$,
- другий відчутник $x = \Delta x \quad y = 0$,
- третій відчутник $x = 0 \quad y = \Delta y$,
- четвертий відчутник $x = -\Delta x \quad y = 0$,
- п'ятий відчутник $x = 0 \quad y = -\Delta y$.

Загальна координатна умова $\Delta x = |-\Delta x| = \Delta y = |-\Delta y|$.

Методика отримання результатів вимірювань

Для того, щоб спростити математичний розгляд, приймаємо, що перший відчутник є потенційно прив'язаним до початку координат, тобто $A_0 = 0$, $q_0 = 0$.

У такому випадку для першого квадранту отримуємо:

- для координат Δx отримуємо ΔA_x ,
- для координат Δy отримуємо ΔA_y .

$$\text{Модуль вектора } A_{\text{ПО}} = \sqrt{(\Delta A_x)^2 + (\Delta A_y)^2}.$$

Векторна діаграма у цьому випадку набуває вигляду

$$\mathbf{A}_{\text{ПО}} = \Delta \mathbf{A}_x + \Delta \mathbf{A}_y. \quad (1)$$

У загальному розгляді ми приймали, що величини Δx та Δy є координатами розташування відчутників. Як наслідок, маємо право стверджувати, що ці координати є мірою вимірювання потенціалу ПС $G(x, y)$. Тобто величини Δx , $-\Delta x$, Δy , $-\Delta y$, 0 як диференціали функції зростання координати, а зростання потенціалу як реакцію на координату зростання координат, отже

$$\begin{aligned} \Delta x &= \partial x & -\Delta x &= -\partial x \\ \Delta y &= \partial y & -\Delta y &= -\partial y \\ \Delta A_x &= \partial A_x & -\Delta A_x &= -\partial A_x \\ \Delta A_y &= \partial A_y & -\Delta A_y &= -\partial A_y \end{aligned} \quad (2)$$

Користуючись векторним співвідношенням (1) та виразами (2), маємо можливість отримати диференційну форму запису вектору $\mathbf{A}_{\text{ПО}}$. В основі отримання вектора $\mathbf{A}_{\text{ПО}}$ є похідна по напрямку, тобто $\frac{\partial G(\mathbf{r})}{\partial \mathbf{n}}$ [7].

Якщо використовувати вектори трикоординатної декартової системи, то

$$\mathbf{r} = x\mathbf{i} + y\mathbf{j} + z\mathbf{k} \quad \mathbf{n} = n_x\mathbf{i} + n_y\mathbf{j} + n_z\mathbf{k},$$

або у двокоординатному просторі, як у нашому випадку

$$\mathbf{r} = x\mathbf{i} + y\mathbf{j} \quad \mathbf{n} = n_x\mathbf{i} + n_y\mathbf{j}.$$

Оскільки консервативне поле $\text{div} \mathbf{r} = 0$, яке диференціюється, то

$$\frac{\partial G(\mathbf{r})}{\partial \mathbf{n}} = n_x \frac{\partial G(\mathbf{r})}{\partial x} + n_y \frac{\partial G(\mathbf{r})}{\partial y}. \quad (3)$$

При виконанні низки відповідних перетворень маємо можливість стверджувати, що

$$\text{grad} A_{\text{ПО}} = \frac{\partial G(\mathbf{r})}{\partial x} \mathbf{i} + \frac{\partial G(\mathbf{r})}{\partial y} \mathbf{j} \quad (4)$$

або

$$\text{grad} A_{\text{ПО}} = \frac{\partial \Delta A_x}{\partial x} \mathbf{i} + \frac{\partial \Delta A_y}{\partial y} \mathbf{j}. \quad (5)$$

Особливим нюансом у цьому вимірюванні, на який необхідно звернути увагу, є той факт, що приріст координат задається конструкційними особливостями відчутника, тобто його геометрія є достеменною. А, отже, на відміну від класичної теорії [7] ми у наш вимірюваний простір вносимо непорушні позиції відстані від початку координат та оцінюємо їх як основу до зміни функції поля

$G(x, y)$. Тобто у цьому випадку використовується спеціальна методика. Сутність цієї методики полягає у тому, що, оскільки нам невідома загальна функція поля $G(x, y)$, оскільки вона є суб'єктивною, то ми маємо можливість вимірювати її лише у окремих відносних фрагментах польової структури $G(x, y)$.

Отже, базуючись на цій методиці, ми вносимо у ПС відповідну кількість чутливих елементів, які спрацьовують в окремо визначеній ділянці G на поверхні БО. Отже, не зважаючи на орієнтацію координат X та Y , маємо можливість визначення напрямку на ПО. Основним принципом, який закладено у цій теорії, є властивість вектору градієнту завжди вказувати на напрямок на пікове значення поля незалежно від їх полярності. Окрім того, градієнт поля на координаті ПО завжди буде дорівнювати нулю, тобто $gradA = 0$.

У загальному підсумку подібну ситуацію можемо описати виразом

$$dG = \frac{\partial G}{\partial x} dx + \frac{\partial G}{\partial y} dy. \quad (6)$$

Але на відміну від залежності (6) отримуємо ще три рівняння, які також визначають градієнти, але у своїх квадрантах, тобто разом з (5) отримуємо вирази:

$$\begin{aligned} - \text{ для першого квадранта } dG_1 &= \frac{\partial G}{\partial x} dx + \frac{\partial G}{\partial y} dy, \\ - \text{ для другого квадранта } dG_2 &= -\frac{\partial G}{\partial x} dx + \frac{\partial G}{\partial y} dy, \\ - \text{ для третього квадранта } dG_3 &= -\frac{\partial G}{\partial x} dx - \frac{\partial G}{\partial y} dy, \\ - \text{ для четвертого квадранта } dG_4 &= \frac{\partial G}{\partial x} dx - \frac{\partial G}{\partial y} dy. \end{aligned} \quad (7)$$

Отже, з виразу (7) отримуємо чотири вектори градієнти, які однозначно вказують на розташування ПО у біологічній масі БО (БТО).

Розглянемо, як це може бути реалізованим за нашої прийнятої схеми розташування відчутників (рис. 2).

Навіть неупередженого погляду достатньо, щоб зрозуміти, що будь-яке розташування вимірювального комплексу відчутників завжди бути формувати значення векторів градієнтів, які однозначно вказують на розташування ПО у системі координат відчутників, а отже, це надає можливості експрес-визначення наявності та розташування ПО у біологічній масі БО (БТО). При віддаленні ПО від поверхні БТО величина градієнта розподілу буде тільки зростати, що за певних умов може вказувати на відстань до ПО.

Обговорення результатів

Вирішити задачу стосовно знаходження цієї відстані можна, вирішуючи систему рівнянь стосовно прямих, які перетинаються в одній крапці, тобто:

- для першого квадранта $y_1 = k_1x + b_1$,
- для другого квадранта $y_2 = k_2x + b_2$,
- для третього квадранта $y_3 = k_3x + b_3$,
- для четвертого квадранта $y_4 = k_4x + b_4$.

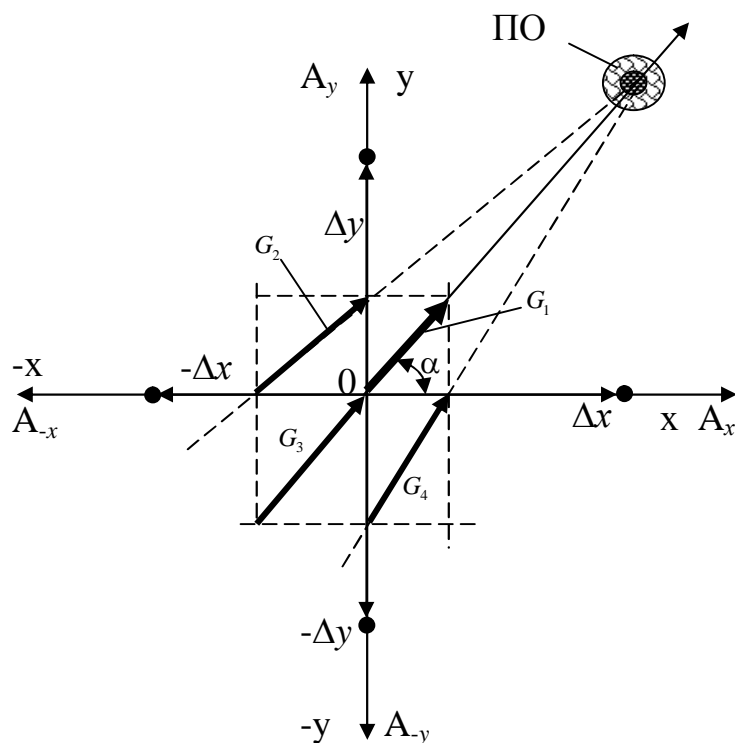


Рис. 2. Розташування векторів градієнтів польової структури в системі координат відчутників.

Координата перетинання усіх чотирьох напрямків градієнтів розподілу ПС повинна бути $x_{\text{по}}y_{\text{по}}$. До того ж цей блок рівнянь має свої особливості. Сутність цих особливостей полягає у наступному.

По-перше, коефіцієнти k_1, k_3 у блоці рівнянь завжди будуть однакові незалежно від координати розташування відчутників, тобто $k_1 = k_3$.

По-друге, оскільки ці коефіцієнти є рівними, то вони повинні сприйматися як «нульовий відлік», тоді будь-який інший коефіцієнт буде відмінним від нього, тобто $k_1 = k_3 \neq k_2 \neq k_4$. У такому випадку завжди один коефіцієнт буде більшим за інший, тобто $k_2 < k_1 = k_3 < k_4$. Отже, вирішуючи блок цих рівнянь в уявній системі координат, можна доволі точно визначитися з місцем розташування ПО.

У реальній ситуації ми маємо не формалізовану математизовану точку у системі координат, а крапку, яка має свої закінчені технологічні розміри. У подібній ситуації розташування кожного вектору градієнта є невизначеним (рис. 3).

Основним чинником впливу на похибку визначення напрямку є не стільки похибка розташування відчутника у своїх координатах, скільки його геометричні розміри. Уявимо, що мінімальний розмір відчутника є ΔB . Як наслідок, є

невідомим, де саме відбувається вимірювання потенціалу, тобто координатна похибка буде становити $\Delta x \pm \frac{\Delta B}{2}$ та $\Delta y \pm \frac{\Delta B}{2}$ (рис. 3).

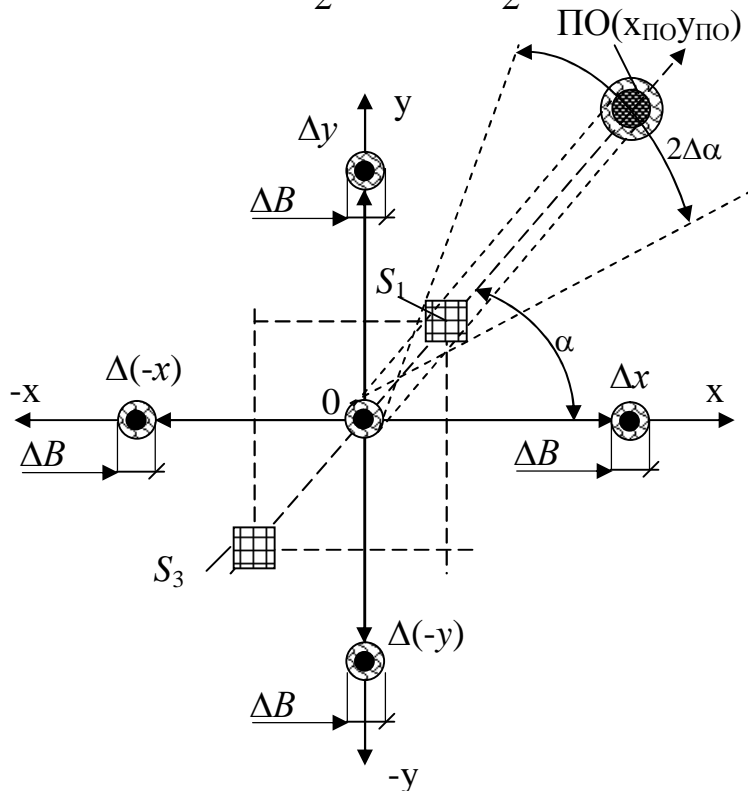


Рис. 3. Вплив геометричних розмірів відчутника на точність визначення напрямку на ПО.

Отже, ми маємо невизначеність початку та кінцівки вектору градієнта геть у всіх квадрантах. Якщо орієнтуватися на розміри реального відчутника та відстань до ПО у масі БТО, то є можливість означити наступні залежності:

$$\begin{aligned}
 l_{\text{ПО}} &= \sqrt{x_{\text{ПО}}^2 + y_{\text{ПО}}^2}; \\
 \Delta l_{\text{ПО}} &= l_{\text{ПО}} \cdot \Delta \alpha; \\
 \Delta l_x &\approx \frac{\Delta B}{2} \sqrt{\pi}; \\
 \Delta l_y &\approx \frac{\Delta B}{2} \sqrt{\pi}; \\
 \text{tg} \alpha &= \frac{G_{y1}}{G_{x1}}; \\
 A_{\text{ПО1}} &= \sqrt{G_{y1}^2 + G_{x1}^2}; \\
 A_{\text{ПО3}} &= \sqrt{G_{y3}^2 + G_{x3}^2};
 \end{aligned} \tag{8}$$

де $l_{\text{ПО}}$ - відстань від початку координат до середини ПО;

$\Delta l_{\text{ПО}}$ - довжина дуги, що утворює радіус $l_{\text{ПО}}$ відносно початку координат;

$\Delta l_x, \Delta l_y$ - радіус зони невизначеності за координатами X та Y;

G_y, G_x - величини, які вимірює відчутник;

$A_{\text{ПО1}}$ - модуль вектору потенціалу у першому квадранті;

$A_{\text{ПО3}}$ - модуль вектору потенціалу у третьому квадранті.

Похибка визначення відносно напрямку кута α (рис. 3) становитиме $2\Delta\alpha$ або для першого квадранту

$$\Delta\alpha_1 = \frac{\Delta l_{\text{ПО}}}{l_{\text{ПО}}} = \frac{\Delta l_{\text{ПО}}}{2\sqrt{x_{\text{ПО}}^2 + y_{\text{ПО}}^2}} \approx \frac{\Delta A_{\text{ПО1}}}{2\sqrt{G_{y1}^2 + G_{x1}^2}}, \quad (9)$$

де $\Delta A_{\text{ПО1}}$ - невизначеність величини потенціалу вектору градієнта у межах координат відчутника.

Для третього квадранту величина $\Delta\alpha$ буде визначатися як

$$\begin{aligned} \Delta\alpha_3 &= \frac{\Delta l_{\text{ПО}}}{2(l_{\text{ПО}} + \eta \cdot A_{\text{ПО3}})} = \frac{\Delta l_{\text{ПО}}}{2\left(\sqrt{x_{\text{ПО}}^2 + y_{\text{ПО}}^2} + \eta\sqrt{G_{y3}^2 + G_{x3}^2}\right)} \approx \\ &\approx \frac{\Delta A_{\text{ПО3}}}{2\left(\sqrt{x_{\text{ПО}}^2 + y_{\text{ПО}}^2} + \eta\sqrt{G_{y3}^2 + G_{x3}^2}\right)}, \end{aligned} \quad (10)$$

де η - коефіцієнт чутливості відчутника.

З виразу (10) добре видно, що похибка визначення напрямку $\Delta\alpha$ у третьому квадранті значно менша ніж у першому. Але ще більшої точності можна досягти, якщо орієнтуватися на підсумковий вектор \mathbf{G}_Σ , тобто

$$\mathbf{G}_\Sigma = \mathbf{G}_1 + \mathbf{G}_3. \quad (11)$$

Якщо орієнтуватися на вираз (11) та рис. 3, то можна дійти висновку про те, що похибку кута орієнтування можна визначити за наступним виразом

$$\Delta\alpha_1 = \frac{\Delta A_{\text{ПО1}}}{2(A_{\text{ПО1}} + A_{\text{ПО3}})} = \frac{\Delta A_{\text{ПО1}}}{2\left(\sqrt{G_{y1}^2 + G_{x1}^2} + \sqrt{G_{y3}^2 + G_{x3}^2}\right)}. \quad (12)$$

Невизначеність величини потенціалу вектору градієнта є виключно геометричною задачею, оскільки його кінцівка або верхівка знаходиться у межах ділянок S_1, S_2 .

З виразів (8, 12) можемо визначитися наступним чином

$$\begin{aligned} \Delta A_{\text{ПО1}} &= \eta\sqrt{\Delta l_x^2 + \Delta l_y^2} = \eta\frac{\Delta B}{2}, \\ \Delta A_{\text{ПО3}} &= \eta\sqrt{\Delta l_x^2 + \Delta l_y^2} = \eta\frac{\Delta B}{2}. \end{aligned} \quad (13)$$

Отже, в остаточному вигляді вираз (12) набуває вигляду

$$\Delta\alpha_{\Sigma} = \frac{\eta\Delta B}{4\left(\sqrt{G_{y1}^2 + G_{x1}^2} + \sqrt{G_{y3}^2 + G_{x3}^2}\right)}. \quad (14)$$

З виразу (14) можна дійти висновку про те, що точність орієнтуватися на ПО є повністю залежною від геометричних розмірів ΔB відчутника. З іншого боку, чим більший модуль градієнтів у першому, так і у третьому квадранті, тим більше точність орієнтування. Два бокових градієнта з другого та четвертого квадрантів можуть використовуватися як додаткові засоби орієнтування на ПО.

Висновки

Впровадженню різноманітних засобів визначення стану об'єкта здебільшого перешкоджує відсутність обґрунтованих моделей норми стану, методик параметричної ідентифікації та оцінки цих моделей. При цьому необхідні розробки методики визначення стану об'єкта, що може бути створено на підставі уяви про динаміку взаємодії польових структур об'єктів у процесі лікування та застосування діагностичних засобів, зокрема при визначенні зон патології.

На підставі проведених досліджень математично обґрунтовано новий метод дослідження поверхні БО за пошуком координат патологічних особливостей з урахуванням геометричних розмірів реального відчутника. Результати можуть бути застосованими у подальшому для створення засад дії нових лікувально-діагностичних систем, які мають засоби експрес-визначення наявності та розташування зони патології у біологічній масі.

Література

1. Скицюк В. І. Медико-біологічні аспекти теорії ТОНТОР / В. І. Скицюк, Т. Р. Ключко // Вісник НТУУ «КПІ». Серія приладобудування. – 2003. – Вип. 25. – С. 139 – 146.
2. Скицюк В. І. Застосування понять теорії ТОНТОР для визначення взаємодії польових структур біотехнічних об'єктів / В. І. Скицюк, Т. Р. Ключко, І. О. Яковенко / VII міжнар. наук.-техн. конфер. ПРИЛАДОБУДУВАННЯ :2008: стан і перспективи, 22- 23 квітня 2008 р. – К.: НТУУ “КПІ”. – С. 189 - 190.
3. Тимчик Г. С. Фізичні засади технології ТОНТОР: Монографія / Г. С. Тимчик, В. І. Скицюк, М. А. Вайнтрауб, Т. Р. Ключко. – К.: НТУУ «КПІ», 2010. – 352 с., іл.
4. Самосюк И. З. Физические методы в лечении и медицинской реабилитации больных и инвалидов / И. З. Самосюк и др. – К.: Здоров'я, 2004. – 624 с.
5. Терещенко М. Ф. Принципи побудови сучасних ультразвукових терапевтичних апаратів / М. Ф. Терещенко, А. В. Кирилова // Вісник НТУУ «КПІ». Серія приладобудування. – 2010. – Вип. 40. – С. 136-143.
6. Тимчик Г. С. Інтегровані фізіотерапевтичні системи ТОНТОР: монографія / Г. С. Тимчик, В. І. Скицюк, Т. Р. Ключко. – К.: НТУУ «КПІ», 2007. – 216 с.
7. Бронштейн И. Н. Справочник по математике / И. Н. Бронштейн, К. А. Семендяев – М.: Наука, 1967. – 608 с.

References

1. Skytsiouk V. I. The medicobiologic aspects of TONTOR theory / V. I. Skytsiouk, T. R. Klotchko // Bulletin of NTUU “Kyiv Polytechnic Institute”. Series INSTRUMENT MAKING. – 2003. – N. 25. – P. 139 – 146. [ukr]

2. Skytsiouk V. I. Application of fundamental notion of TONTOR theory for determination of the interaction of field structures of biotechnical objects / V. I. Skytsiouk, T. R. Klotchko, I. O. Yakovenko / VII Internation. scient. and techn. confer. INSTRUMENT MAKING 2008: state and prospect, 22- 23 April, 2008. – K.: NTUU «KPI». – P. 189 - 190. [ukr]
3. Tymchyk Gr. S. Basic physics of TONTOR technology: monograph / Gr. S. Tymchyk, V. I. Skytsiouk, M. A. Weintraub, T. R. Klotchko. – K.: NTUU «KPI», 2010. – 352 p., il. [ukr]
4. Samosiouk I. Z. Physical methods at treatment and rehabilitation patients and invalids / I. Z. Samosiouk and all. – K.: Zdorov'ya, 2004. – 624 p. [rus]
5. Tereshchenko M. F. Principles of construction modern ultrasonic therapeutic devices / M. F. Tereshchenko, A. V. Kyrlyova // Bulletin of NTUU “Kyiv Polytechnic Institute”. Series INSTRUMENT MAKING. – 2010. – N. 40. – P.136-143. [ukr].
6. Tymchyk Gr. S. Integrative physiotherapy TONTOR systems: monograph / Gr. S. Tymchyk, V. I. Skytsiouk, T. R. Klotchko. – K.: NTUU «KPI», 2007. – 216 p. [ukr]
7. Bronshtein I. N. Reference book at mathematics / I. N. Bronshtein, K. A. Semendiaev. – M.: Science, 1967. – 608 p. [rus]

В. И. Скицюк, Т. Р. Ключко

Национальный технический университет Украины «Киевский политехнический институт», г. Киев, Украина

МЕТОД ОПРЕДЕЛЕНИЯ КООРДИНАТ ПАТОЛОГИЧЕСКИХ ЗОН БИОЛОГИЧЕСКИХ ОБЪЕКТОВ ПО ВЕКТОРУ ГРАДИЕНТА РАСПРЕДЕЛЕНИЯ ИХ ПОЛЕВЫХ СТРУКТУР

В статье приведены результаты исследований по созданию теоретических основ взаимодействия полевых структур биологических объектов при определении в их массе зон патологии. Таким образом, подход к пониманию взаимодействия модулей медицинского оборудования с биологическими объектами во время обследования базируется на моделировании распределения полевых структур этих колебательных систем с учетом динамики изменений их параметров в процессе диагностики, размеров реального датчика и расстояния до зоны патологии в массе. В частности, анализируется вектор градиента распределения полевых структур биологического объекта с аномальным объектом в массе. Эти математические модели могут быть использованы в дальнейшем для создания принципов действия новых средств экспресс-определения зоны патологии в биологической массе для лечебно-диагностических систем.

Ключевые слова: полевая структура, градиент, вектор, объект.

V. Skytsiouk, T. Klotchko

National Technical University of Ukraine “Kyiv Polytechnic Institute”, Kyiv, Ukraine

METHOD FOR DETERMINATION OF PATHOLOGIC ZONE COORDINATES OF THE BIOLOGIC OBJECTS BY VECTOR GRADIENT OF THERE FIELD STRUCTURES

At this state the findings of investigation of creation of theoretical foundations of the biologic objects field structures interaction at the determination of pathologic zone in there mass are offered. Thus, approach to a problem of the interaction of medicine equipment modules with biologic objects during patient examination based on modeling of field structures distribution, which these oscillation systems are generated, taking into account time history there parameters at diagnostics process, sizes of real sensor and distance up to pathologic zone in there mass. Especially the vector gradient of the field structures distribution of biologic object with anomalistic object in mass is analysed. This simulators may be used in future for creation the mode of functioning the new techniques of the express-evaluation of pathologic zone in biologic mass for medical and diagnostic systems.

Keywords: field structure, gradient, vector, object.

*Надійшла до редакції
24 листопада 2011 року*