

УДК 535.8

## ПРИМЕНЕНИЕ ЭФФЕКТА ДОПЛЕРА В ОПТИЧЕСКОЙ БИМЕДИЦИНСКОЙ ДИАГНОСТИКЕ

Безуглый М. А., Коцур Я. А.

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

*Рассмотрена обобщенная классификация методов биомедицинской диагностики, основанных на анализе доплеровского сдвига. Охарактеризованы основные диагностические аспекты методов, применяемых в оптическом диапазоне. Отмечены возможности применения лазерно-индуцированных решеток для диагностики газовых потоков при биологических и медицинских исследованиях. Обосновано возможность использования лазерно-индуцированных решеток для определения температуры и концентрации  $O_2/CO_2$  в бинарной газовой смеси при вдохе/выдохе, что является предпосылкой для создания экспериментального образца установки и последующих исследований.*

**Ключевые слова:** эффект Доплера, оптическая биомедицинская диагностика, лазерно-индуцированные решетки.

### Введение

Явление изменения частоты волны в зависимости от скорости движения источника (приемника) широко применяется в неразрушающем анализе скорости движения газов и жидкостей, объектов в различных средах, а также биомедицинской диагностике. Традиционные неинвазивные медицинские технологии, использующие в своей основе эффект Доплера, в своем массовом применении опираются на достижения в разработке методов и средств, работающих в радиодиапазоне. Область этих знаний в достаточной мере классифицирована [1]. Современное состояние научной проработки и прикладного применения эффекта Доплера в оптическом и рентгеновском диапазоне позволяет вывести разрабатываемые на этой основе биомедицинские приборы и системы в отдельный класс диагностического медицинского оборудования. Целью данной работы является систематизация методов оптической биомедицинской диагностики с использованием доплеровского эффекта.

### Постановка задачи

С точки зрения объекта исследования целесообразно различать методы оценки микро и макропараметров. Одними из наиболее распространенных микропараметров, которые определяют в ходе медико-биологических исследований, являются: коэффициент диффузии, размеры молекул и др. В данном случае, доплеровский сдвиг частоты и уширение линий спектра объясняется броуновским движением, свойственным всем физическим телам. К таким методам относят методы динамического рассеивания света (фотон-корреляционную спектроскопию), лазерную доплеровскую микрометрию и другие. К типичным макропараметрам, которые представляют клинический интерес, относят скорости жидкостных и газовых потоков, а также скорости движения биологических

структур. Методы, которые используют в данном направлении: лазерная доплеровская анемометрия (флоуметрия), велосиметрия и виброметрия.

### Методы оптической биомедицинской диагностики, основанные на эффекте Доплера

На рис. 1 приведена, по мнению авторов, общая классификация методов биомедицинской диагностики, в основе которых лежит исследование характера доплеровского сдвига.

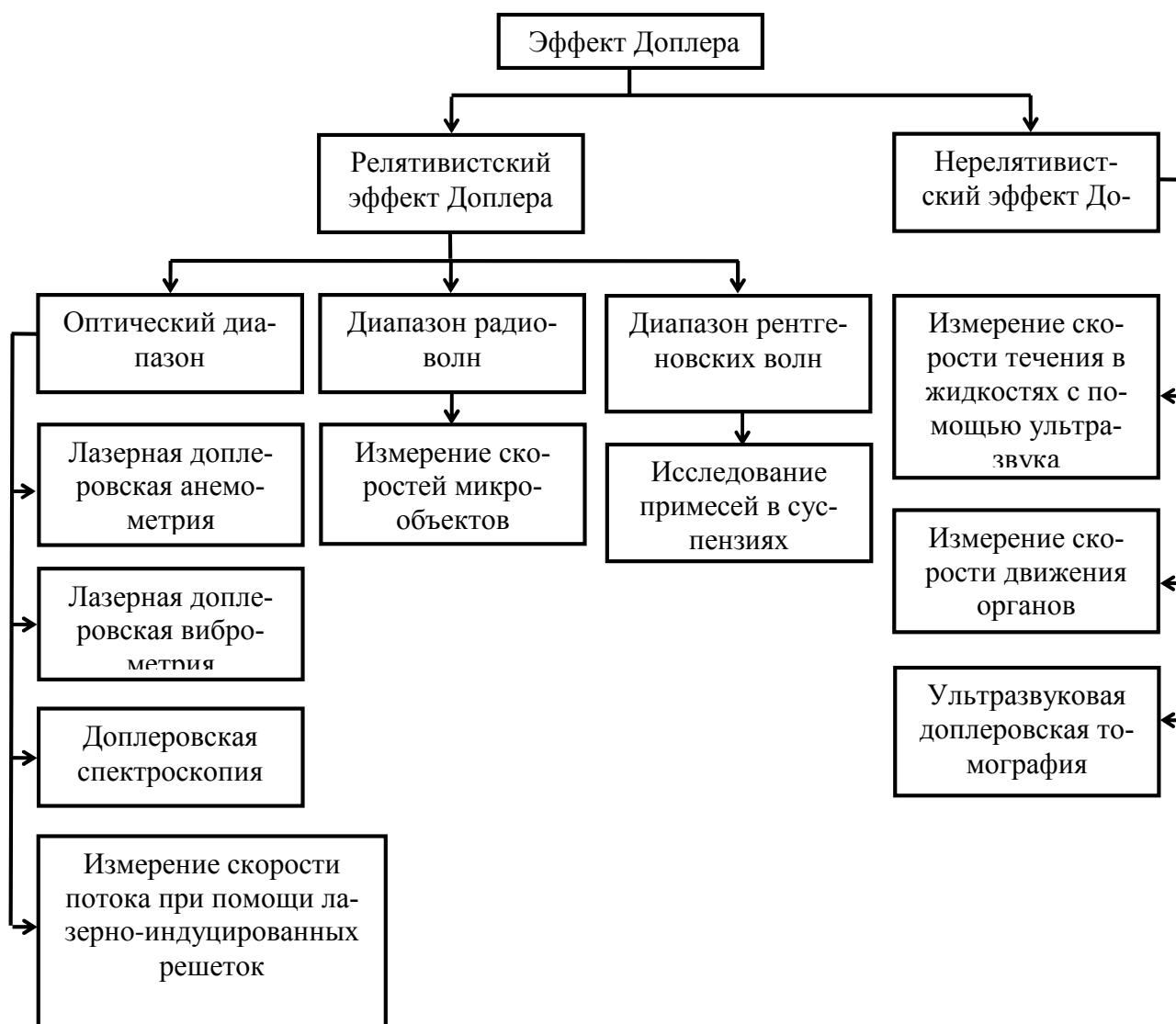


Рис. 1. Классификация методов биомедицинской диагностики на основе исследования характера доплеровского сдвига.

Известной особенностью при определении величины доплеровского сдвига является учет порядка измеряемой скорости. Для биомедицинской оптики характерно, что и источник, и приемник излучения неподвижны. Тогда для малых скоростей  $v \ll c$  используются законы классической механики, а релятивист-

ский эффект Доплера при больших скоростях распространения волн описывается в рамках специальной теории относительности [2].

Очевидно, что в виду абсолютной малости доплеровского сдвига оптической частоты, существенной является задача его регистрации и обработки. Обычные датчики позволяют измерять сдвиг частоты от нескольких мегагерц, что объясняется их малым разрешением. Многим микрообъектам свойственна скорость от нескольких нанометров в секунду, что в итоге дает доплеровский сдвиг на доли герц. В оптике биологических тканей (БТ) решение этой задачи достигается путем использования методов оптического смешения на квадратичном фотодетекторе. При обработке малого сдвига применяют методы оптического гетеродинамирования, гомодинамирования и автодинамирования (самобиения).

#### *Лазерная доплеровская анемометрия.*

Лазерная доплеровская анемометрия (ЛДА) является методом измерения скорости и направления потоков газов и жидкостей на основе регистрации частоты рассеянного частицами лазерного излучения. В медицине наиболее часто применяется при транскутанном измерении микроциркуляций крови в сосудах в режиме реального времени, как показатель физической, медикаментозной и экологической нагрузки (лазерная доплеровская флоуметрия), а также при измерения кровотока сетчатки. Широко распространены системы с применением одного или двух лазерных пучков. В этих случаях доплеровский сдвиг определяется из (1) и (2) соответственно:

$$f_d = \frac{2n_\lambda}{\lambda} \cdot v \cdot \sin\left(\frac{\beta}{2}\right) \cdot \cos\varphi, \quad (1)$$

$$f_d = -\frac{K \cdot v}{2\pi}, \quad (2)$$

где  $n_\lambda$  – показатель преломления среды, в которой находится частица, на длине волны падающего света  $\lambda$ ;  $\beta$  – угол между падающим и рассеянным лучом;  $\varphi$  – угол между рассеянным лучом и направлением вектора скорости измеряемой частицы  $v$ ;  $K$  – разность рассеянных полей первого и второго лучей для двухлучевой анемометрии.

#### *Лазерная доплеровская виброметрия.*

Лазерная доплеровская виброметрия (ЛДВ) позволяет измерять скорость перемещения объекта на основе его колебательных свойств и в медицине используется для диагностики слухового аппарата. Типичная конструкция ЛДВ содержит интерферометр, использование которого вызвано необходимостью применения не прямой демодуляции вследствие значительной частоты лазерного излучения по сравнению с частотой колебаний барабанной перепонки и молоточка. В этом случае с помощью приемника излучения определяют частоту смешанного сигнала. Разность фаз между опорным ( $\varphi_0 = 2kL_0$ ) и рассеянным ( $\varphi_s = 2kL_s$ ) пучками определяется согласно:

$$\varphi(t) = \varphi_s - \varphi_0 = 2k\Delta L, \quad (3)$$

где  $\Delta L$  – вибрационное смещение объекта.

Уравнение (3) позволяет определить перемещение объекта на основе изменения фазы интенсивности. В общем случае метод ЛДВ позволяет определять вибрации объектов с несколькими степенями свободы, для чего используют различные установки с несколькими зондирующими лучами.

#### *Допплеровская спектроскопия.*

Допплеровская спектроскопия (фотон-корреляционная спектроскопия, спектроскопия квазиупругого рассеяния, спектроскопия флуктуаций интенсивности), как метод, основанный на динамическом рассеянии света, осуществляемый исключительно в режиме однократного рассеяния когерентных волн, позволяет изучать динамику частиц на больших временных масштабах [3]. Фотоприемник регистрирует флуктуации интенсивности рассеянного частицами излучения, которые возникают вследствие самобиения электрических составляющих поля рассеянной волны. В случае если измеряемому объему свойственен определенный профиль скоростей частиц, то спектр рассеянного ими света воспроизводит их распределение по скоростям.

Величина доплеровского сдвига пропорциональна проекции скорости частицы на направление волнового вектора рассеяния:

$$\Delta\omega = K\nu,$$

где  $K$  – разность волновых векторов падающего и рассеянного света.

Изменение частоты обратно пропорционально коэффициенту диффузии и, зная форму молекулы, можно определить ее размеры. Для сферических частиц с использованием формулы Стокса-Эйнштейна получают:

$$R = \frac{k_B T}{6\pi\eta D},$$

где  $k_B$  – постоянная Больцмана;  $T$  – абсолютная температура среды;  $\eta$  – коэффициент вязкости среды;  $D$  – коэффициент диффузии;  $R$  – радиус частицы.

#### **Лазерно-индуцированные решетки**

Если индуцируемую лазером решетку создать в потоке, рассеянное исследуемой средой излучение можно зарегистрировать с величиной доплеровского сдвига, пропорциональной скорости этого потока. Два сигнала (рис.2), которые распространяются в противоположных направлениях, имеют доплеровскую частоту сдвига  $\Delta\omega = \pm q\nu$ , где  $q$  – решетчатый вектор. Дифрагированный луч такой лазерно-индуцируемой решетки (ЛИР) имеет сдвиг частоты по отношению к зондирующему лучу, поэтому скорость потока определяют гомодинированием двух сигналов.

Такие решетки позволяют одновременно определять многие параметры среды: скорость и температуру потока, вариации температуры и плотности, изменения концентрации двухсоставных смесей и др. [4]. ЛИР представляет собой синусоидальное изменение плотности в среде, что само по себе является стоячей акустической волной. Различают термическую и электрострикционную со-

ставляющую при получении ЛИР.

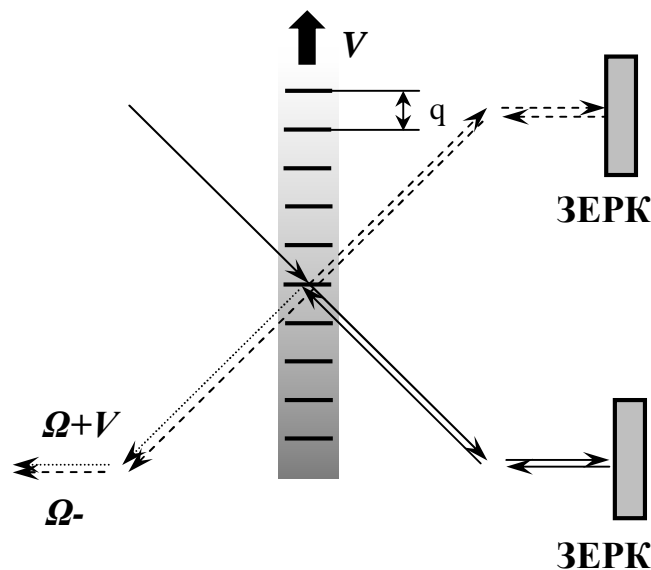


Рис. 2. Принцип измерения скорости потока с помощью ЛИР.

Многочисленные опыты, проведенные с ЛИР для одновременного мгновенного измерения потока и температуры в воздушных потоках в диапазоне скоростей 10-100 м/с и температуры 295-600К [4], легли в основу предположения о возможности применения ЛИР в биомедицинских исследованиях. Например, для определения температуры и скорости вдыхаемого (выдыхаемого) потока и, следовательно, объемного расхода этого потока, а также концентрации газовой смеси.

Период осцилляции ЛИР согласно [4] определяется:

$$T = \frac{\Lambda}{mv_a},$$

где  $m=1$  для термических решеток и  $m=2$  для электрострикционных решеток.

При известном периоде индуцированной лазером решетки  $\Lambda$ , можно определить значение адиабатической скорости звука для случая идеального газа [4]:

$$v_a = \sqrt{\frac{\gamma}{M} RT}, \quad (4)$$

где  $\gamma$  – показатель адиабаты;  $R$  – универсальная газовая постоянная;  $T$  – абсолютная температура среды;  $M$  – молярная масса.

Измерив адиабатическую скорость звука, можно по формуле (4) рассчитать температуру среды, а в случае известных составляющих газов в бинарной смеси можно определить их концентрации при этой температуре.

Электрострикционные ЛИР могут быть использованы для измерения концентраций бинарных газовых смесей в двух вариантах. Первый сопряжен с предположением, что каждому из газов свойственно свое значение коэффициента электрострикции и потому интенсивность зондирующего луча будет зависеть от относительной концентрации компонентов; второй основан на измере-

нии адиабатической скорости звука посредством определения периода осцилляций электрострикционной решетки. В виду ряда недостатков первого метода [4] теоретическое обоснование применения электрострикционной ЛИР для определения концентрации  $O_2/CO_2$  вдыхаемого воздуха проведем в рамках второй теории. Для газовых смесей молярная масса  $M$  определяется согласно формуле:

$$v_a = \sqrt{\frac{\gamma}{M} RT}, \quad (5)$$

где  $x_i$  – молярная часть газа в смеси;  $n$  – количество газов в смеси.

Приняв во внимание, что молярная масса газов воздушной смеси, за исключением азота, кислорода, углекислого газа и аргона, как по объему, так и по массе составляет менее десятой части процента, и, предположив, что концентрация азота и аргона при вдохе/выдохе не изменяется, уравнение (5) приобретает вид:

$$M = 0.755M_{N_2} + 0.1292M_{Ar} + xM_{O_2} + (0.1158 - x)M_{CO_2}.$$

Определив период осцилляций ЛИР с помощью (4) можно рассчитать концентрацию  $O_2/CO_2$  при вдохе/выдохе.

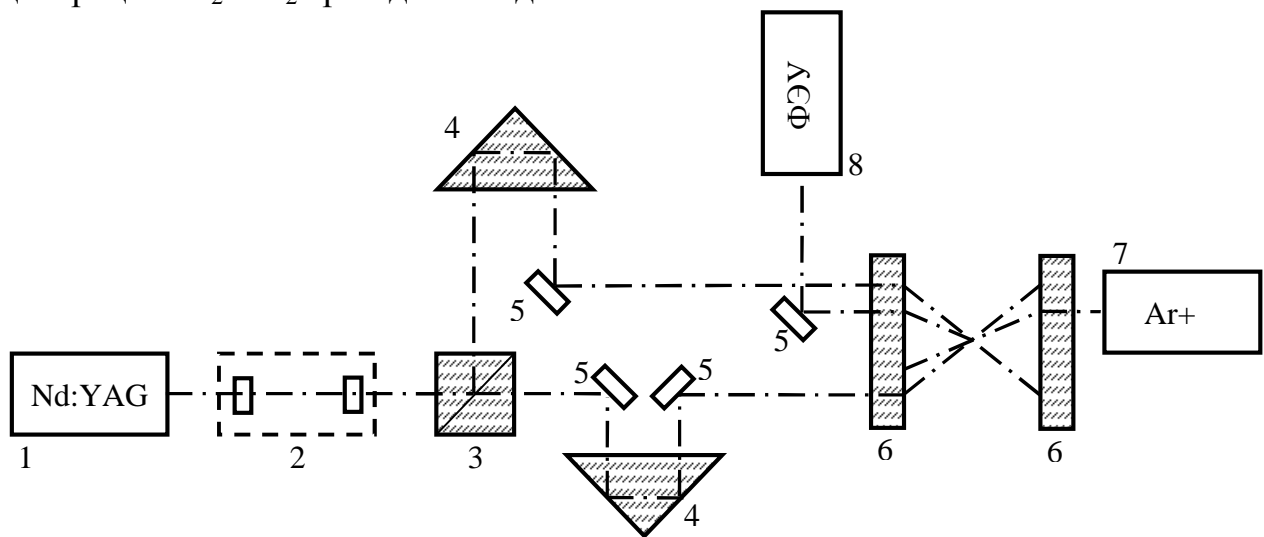


Рис. 3. Оптическая схема установки для определения температуры и концентрации бинарной газовой смеси с использованием ЛИР.

На основе базовой схемы [4] для создания и наблюдения ЛИР была разработана оптическая схема установки (рис. 3) для определения температуры и концентрации компонентов бинарной газовой смеси. Оптическая схема построена таким образом, чтобы лазерный луч от Nd:YAG лазера 1 с длиной волны 1064 нм и диаметром пучка 6 мм, проходил через телескопическую систему (ТС) 2, состоящей из двух цилиндрических линз, с соотношением поперечных увеличений 1:6. Тогда на выходе ТС получаем пучок лучей в виде эллипса с соотношением сторон 1:6. Светоделительный куб 3 разделяет этот пучок на два, которые с помощью системы призм 4 и плоских зеркал 5, параллельно направляется на линзу 6 на расстоянии друг от друга порядка 20мм. После линзы 6 лучи пе-

ресекуються под кутом  $1.5^{\circ}$  и создают лазерно-индуцированную решетку. Параметры полученной ЛИР «считываются» с помощью аргонового лазера 7 на длине волны 514.5 нм и регистрируются фотоприемником 8. Межосевые расстояния рассчитаны из условия обеспечения угла пересечения  $1.5^{\circ}$ .

### **Заклучение**

Проведенный анализ средств оптической биомедицинской диагностики позволил предложить их общую классификацию на основе параметров, которые лежат в основе получения явления доплеровского сдвига. Метод ЛИР, используемый в различных областях удаленного анализа параметров газового потока, можно адаптировать для исследования в биологических и медицинских целях. Для этого авторами теоретически обосновано целесообразность использования ЛИР для определения температуры и концентрации  $O_2/CO_2$  при вдохе/выдохе. Выполнены конструкторские расчеты основных параметров установки и лазерно-индуцированных решеток при определении температуры газовой смеси, что является предпосылкой для создания экспериментального образца установки и последующих исследований.

### **Литература**

1. Применение ультразвука в медицине. Физические основы / под ред. К.Хилла; перевод с англ. под редакцией Л. Р. Гаврилова, А. П. Сарвазяна. – М.: Мир, 1989. – 568 с.
2. Угаров В. А. Специальная теория относительности: учеб. пособие для студентов физ.-мат.факультетов педагогических вузов / В. А. Угаров. – Изд. 2-е перераб. и доп. – М.: Наука, 1977. – 384 с.
3. Тучин В. В. Оптическая биомедицинская диагностика: В 2 т. / В. В. Тучин – М.: Физматлит., 2008. – Том 1 – 560 с.
4. Panariello A.C.S. Laser-Induced Gratings in the Gas Phase: Formation Mechanisms and Applications for Diagnostics. A dissertation submitted for the degree of Doctor of Natural Sciences / Anna Carmen Stampanoni Panariello. – Zurich, 2003. – 84 p.

### **References**

1. Physical principles of medical ultrasonic / edit. C.Hill; translate from eng. edit. L. R. Gavrilov, A. P. Sarvazyan. – M.: Mir, 1989. – 568 p. [rus]
2. Ugarov V. A. Special theory of relativity: train aid for the students of phys.-math. faculties of pedagogical institutes of higher / V. A. Ugarov. – M.: Nauka, 1977. – 384 p. [rus]
3. Tuchin V. V. optical biomedical diagnostic. / V. V. Tuchin – M.: Fizmatlit., 2008. – Vol. 1 – 560 p. [rus]
4. Panariello A.C.S. Laser-Induced Gratings in the Gas Phase: Formation Mechanisms and Applications for Diagnostics. A dissertation submitted for the degree of Doctor of Natural Sciences / Anna Carmen Stampanoni Panariello. – Zurich, 2003. – 84 p.

**М. О. Безуглий, Я. О. Коцур**

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

### **ЗАСТОСУВАННЯ ЕФЕКТУ ДОПЛЕРА В ОПТИЧНІЙ БІОМЕДИЧНІЙ ДІАГНОСТИЦІ**

Розглянута узагальнена класифікація методів біомедичної діагностики, що базується на аналізі доплерівського зсуву. Охарактеризовані основні діагностичні аспекти методів, що ви-

користовуються 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 Допплера, 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