



УКРАЇНА

(19) **UA** (11) **75382** (13) **U**

(51) МПК (2012.01)

**G01N 21/00****G01N 21/01** (2006.01)**G01N 21/17** (2006.01)

ДЕРЖАВНА СЛУЖБА  
ІНТЕЛЕКТУАЛЬНОЇ  
ВЛАСНОСТІ  
УКРАЇНИ

**(12) ОПИС ДО ПАТЕНТУ НА КОРИСНУ МОДЕЛЬ****(21)** Номер заявки: **u 2012 06915****(22)** Дата подання заявки: **06.06.2012****(24)** Дата, з якої є чинними  
права на корисну  
модель: **26.11.2012****(46)** Публікація відомостей  
про видачу патенту: **26.11.2012, Бюл.№ 22****(72)** Винахідник(и):

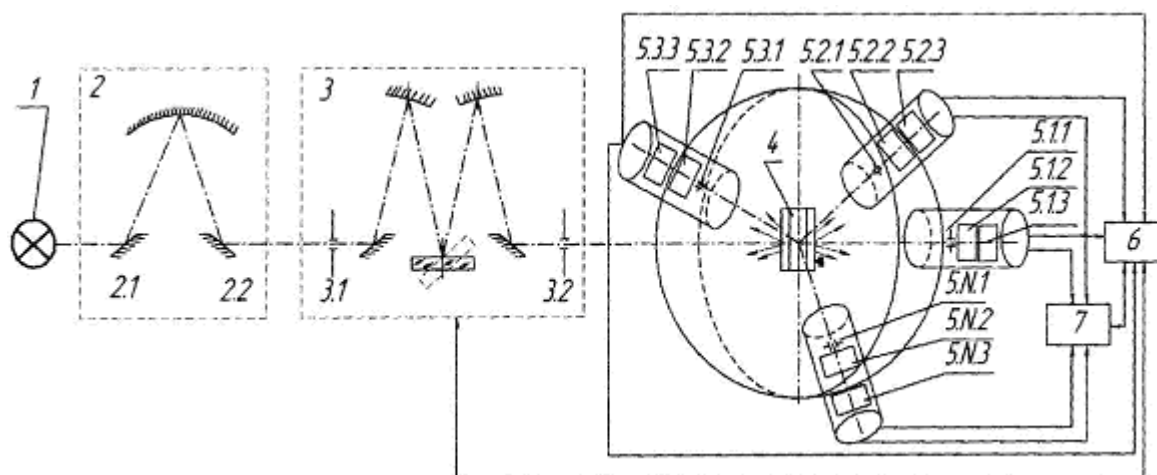
**Безугла Наталя Василівна (UA),  
Чмир Юлія Володимирівна (UA),  
Кузьменко Олексій Віталійович (UA),  
Безуглий Михайло Олександрович (UA)**

**(73)** Власник(и):

**НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ  
УНІВЕРСИТЕТ УКРАЇНИ "КИЇВСЬКИЙ  
ПОЛІТЕХНІЧНИЙ ІНСТИТУТ",  
пр. Перемоги, 37, м. Київ-56, 03056 (UA)**

**(54) СПОСІБ ВИЗНАЧЕННЯ ФАЗОВОЇ ФУНКЦІЇ БІОЛОГІЧНИХ СЕРЕДОВИЩ****(57)** Реферат:

Спосіб визначення фазової функції біологічних середовищ, в якому біологічне середовище освітлюють пучком монохроматичного оптичного випромінювання, а реєстрацію оптичного випромінювання здійснюють за допомогою рухомих оптично-електронних систем, причому реєстрацію розсіяного вперед і назад світла здійснюють одночасно.

**UA 75382 U**



Корисна модель, що пропонується, належить до метрології оптичного випромінювання, і може бути використана при вимірюванні просторого розподілу випромінювання при малих відстанях фотометрування, зокрема при дослідженні анізотропії або фазової функції біологічних середовищ.

Відомий гоніофотометричний спосіб вимірювання блиску та/або дифузного відбиття поверхонь [Патент № 4285597 США, G01N 21/47, 25.08.1981], у відповідності до якого, за допомогою рухомої оптично-електронної системи, аналізується відбите та розсіяне назад досліджуванним середовищем світло.

До основних недоліків зазначеного способу необхідно віднести можливість аналізу середовища лише у відбитому світлі, а також обмежений спектральний діапазон визначення фазової функції досліджуваних зразків.

Найбільш близьким до запропонованого за сукупністю ознак є спосіб, використаний у напівсферичному гоніофотометрі [Патент № 2006/0023222A1, США, G01N 21/47, 02.02.2006], у відповідності до якого, за допомогою набору рухомих приймальних оптично-електронних систем, визначається фазова функція джерел випромінювання в межах тілесного кута 4π.

Основним недоліком зазначеного способу є нездатність визначати фазові функції інших об'єктів дослідження, у тому числі і біологічних середовищ.

В основу корисної моделі, що заявляється, поставлена задача підвищення достовірності визначення фазових функцій біологічних середовищ, розширення функціональних можливостей біомедичної гоніофотометрії та гоніоспектрофотометрії.

Поставлена задача вирішується тим, що в способі визначення фазової функції біологічних середовищ, що включає реєстрацію випромінювання за допомогою рухомих оптично-електронних систем, додатково передбачена можливість освітлення досліджуваного зразка пучком монохроматичного оптичного випромінювання, а реєстрація розсіяного вперед і назад світла здійснюється одночасно.

Діагностична цінність існуючих методів та засобів оптичної біомедичної діагностики основною мірою залежить від точності визначення оптичних характеристик біологічних середовищ. В існуючій практиці прийнято розрізняти досліджувати оптично прозорі та оптично мутні середовища, яким властиве сильне розсіювання та селективне поглинання, що пояснюється наявністю в них різноманітних хромофорів. Так, в більшості біологічних тканин, основними поглиначами випромінювання оптичного діапазону вважають воду, гемоглобіни, меланін, жири тощо. Розсіювання пов'язують з неоднорідністю біологічних середовищ на клітинному рівні, при цьому основними розсіювачами вважають клітинні ядра, мембрани, мітохондрії та ін. Поглинальні та розсіювальні властивості біологічних середовищ вдало описуються в рамках аналітичної теорії та теорії переносу випромінювання (ТПВ). Для прикладних задач широко використовують математичний апарат ТПВ, що пояснюється відносно простим алгоритмом реалізації для багатьох варіантів чисельних рішень (наприклад: прямий та інверсний Монте-Карло, прямий та інверсний додавання-помноження, потокові моделі, дифузійне наближення), а також добрим узгодженням з експериментальними даними. Характер поведінки оптичного випромінювання всередині середовища невідомий, при цьому анізотропне розсіювання вперед або назад характеризуватиме його поглинальні та розсіювальні властивості. Фазова функція більшості біологічних тканин підпорядкована емпіричній формулі Хені-Грінштайна [Іванов В.В. Столетие интегрального уравнения переноса излучения: В кн. "Рассеяние и поглощение света в природных и искусственных дисперсных средах". Мн.: ИФ АН Белоруси, 1991. С. 10-36], яка ілюструє математичну поведінку параметра (фактора) анізотропії розсіювання в межах інтервалу (-1; 1). Від'ємні значення відповідають за напрямом "назад", додатні за напрямом "вперед". Біологічне середовище розсіює світло в межах повного тілесного кута. Тому запропонований принцип побудови методів та засобів для спектрального аналізу оптичних властивостей біологічних середовищ за одночасно зареєстрованими даними по обох напрямках.

На кресленні наведена структурна схема, що пояснює суть способу визначення фазової функції біологічних середовищ. Вона містить джерело оптичного випромінювання 1, конденсор 2, монохроматор 3, кюветотримач 4 з досліджуванним біологічним середовищем, рухомі приймальні оптично-електронні системи 5.1...5.N, комп'ютер 6 та систему відліку 7.

Розглянемо суть способу на прикладі роботи обладнання.

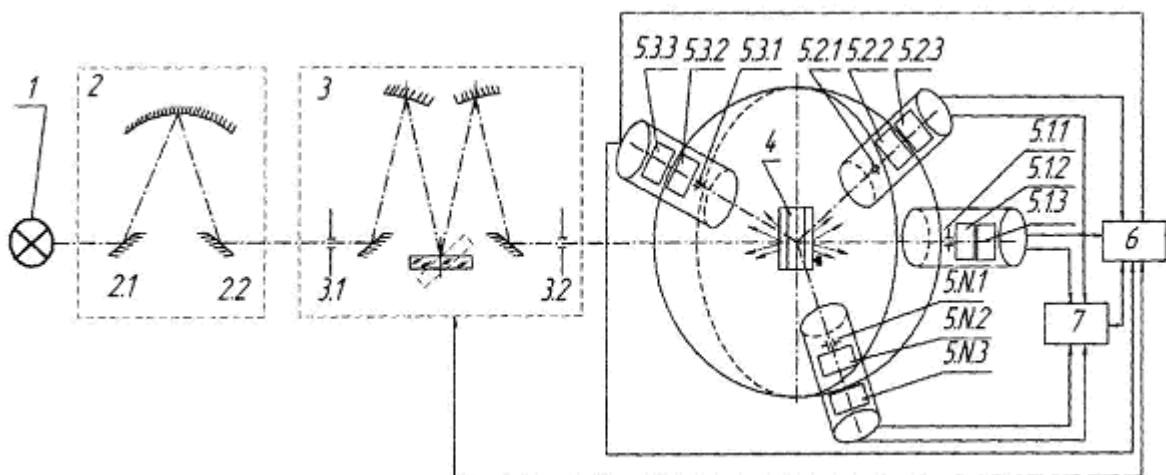
Потік від джерела оптичного випромінювання 1 збирають за допомогою конденсора 2, наприклад дзеркального, і спрямовують у вхідну щілину монохроматора 3, який виділяє монохроматичне випромінювання зі спектрального діапазону джерела 1. Відстань від джерела до плоского дзеркала 2.1 конденсора 2 та від плоского дзеркала 2.2 до вхідної щілини 3.1 монохроматора 3 повинні бути взаємно узгоджені для досягнення необхідної величини

збільшення джерела випромінювання. Монохроматичний потік з вихідної щілини 3.2 монохроматора 3 спрямовують на досліджуваний об'єкт, що розміщений в кюветотримачі 4. Конструкція кюветотримача 4 передбачає можливість дослідження рідких біологічних середовищ, зрізів біологічних тканин різної товщини тощо. Розсіяне випромінювання реєструють за допомогою набору рухомих приймальних оптично-електронних систем 5.1...5.N. Кожна з систем 5.1...5.N включає діафрагму 5.1.1...5.N.1, блок фотоприймача 5.1.2...5.N.2 та конвертор 5.1.3...5.N.3, що призначений для узгодження з комп'ютером 6. Рухомі приймальні оптично-електронні системи з'єднані з системою відліку 7, що дозволяє визначати їх взаємну орієнтацію в просторі, а також положення відносно досліджуваного об'єкту та джерела випромінювання.

Запропонований спосіб визначення фазової функції біологічних середовищ, у порівнянні з найближчим аналогом, дає можливість досліджувати просторові спектральні характеристики біологічних середовищ в межах тілесного кута 4π, одночасно аналізуючи розсіяне вперед і назад оптичне випромінювання. Спосіб суттєво підвищує достовірність визначення фактора анізотропії розсіювання біологічних середовищ та дозволяє розширити функціональні можливості біомедичної гоніофотометрії та гоніоспектрофотометрії.

#### ФОРМУЛА КОРИСНОЇ МОДЕЛІ

Спосіб визначення фазової функції біологічних середовищ, що включає реєстрацію оптичного випромінювання за допомогою рухомих оптично-електронних систем, який **відрізняється** тим, що біологічне середовище освітлюють пучком монохроматичного оптичного випромінювання, а реєстрацію розсіяного вперед і назад світла здійснюють одночасно.



Комп'ютерна верстка Л. Ціхановська

Державна служба інтелектуальної власності України, вул. Урицького, 45, м. Київ, МСП, 03680, Україна

ДП "Український інститут промислової власності", вул. Глазунова, 1, м. Київ – 42, 01601