



УКРАЇНА

(19) UA (11) 53678 (13) U  
(51) МПК (2009)  
A61B 8/13

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ  
І НАУКИ УКРАЇНИ

ДЕРЖАВНИЙ ДЕПАРТАМЕНТ  
ІНТЕЛЕКТУАЛЬНОЇ  
ВЛАСНОСТІ

## ОПИС ДО ПАТЕНТУ НА КОРИСНУ МОДЕЛЬ

видається під  
відповідальність  
власника  
патенту

### (54) ОПТИЧНИЙ ДВОХВИЛЕВИЙ ТОМОГРАФ

1

2

(21) u201005394

(22) 05.05.2010

(24) 11.10.2010

(46) 11.10.2010, Бюл.№ 19, 2010 р.

(72) ЗАБОЛОТНА НАТАЛІЯ ІВАНІВНА, ТУЖАНСЬКИЙ СТАНІСЛАВ ЄВГЕНОВИЧ, МУСІЙЧУК ІРИНА ВІКТОРІВНА, ШОЛОТА ВЛАДІСЛАВ ВАСИЛЬОВИЧ, ОЛІЙНИЧЕНКО БОГДАН ПЕТРОВИЧ

(73) ВІННИЦЬКИЙ НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ

(57) Оптичний двохлавлевий томограф, який містить перше джерело інфрачервоного світла, циліндричну лінзу, лінійку фотоприймачів структури р-п-р-п-типу з інверсією знака електрорушійної сили, електрично зв'язану з фотоприймачами систему обробки сигналів та відновлення зображення об'єкта, який **відрізняється** тим, що в нього введено друге джерело інфрачервоного світла, вихід якого оптично з'єднаний із другим входом оптико-механічного модулятора світла, перший вхід якого оптично з'єднаний з виходом першого джерела

інфрачервоного світла, перший вихід оптико-механічного модулятора світла оптично з'єднаний з дзеркалом, розміщеним під кутом 45° відносно до падаючого на нього випромінювання, вихід якого з'єднаний з першим входом напівпрозорої пластини, розміщеної паралельно до дзеркала, другий вхід якої оптично з'єднаний з другим виходом оптико-механічного модулятора світла, вихід напівпрозорої пластини оптично з'єднаний з затвором, другим входом якого є електричний керуючий вхід томографа, вихід затвора оптично з'єднаний з входом поляризатора світла, вихід якого з'єднаний з оптичним рознімом, що з'єднаний з поляризаційно-чутливим волокном, вихід якого з'єднаний з волоконно-оптичним вузлом виведення випромінювання, в який встановлено циліндричну лінзу, паралельний оптичний вихід якої через об'єкт з'єднаний з оптичними входами лінійки фотоприймачів, виходом оптичного двохлавлевого томографа є вихід системи обробки сигналів та відновлення зображення об'єкта.

Корисна модель відноситься до медичної техніки, а більш конкретно - до пристроїв для проведення діагностики біологічних об'єктів з використанням видимого та інфрачервоного спектрів випромінювання і може бути застосований у медичній практиці.

Відомий оптичний томограф для дослідження молочної залози фірми Siemens AG (Д.А. Зимняков, В.В. Тучин Оптическая томография тканей //Квантовая электроника, 32, №10, 2002, с. 849-867), що містить пристрій фіксації об'єкта, світловод для передачі випромінювання до об'єкту, світловод для прийому розсіяного випромінювання, волоконно-оптичний мультиплексор 4x1, набір із чотирьох лазерних діодів, кожний з яких працює на своїй довжині хвилі, блок керування та обробки і детектор.

Недоліками даного томографа є значний час, необхідний для отримання двовимірного зображення одного зрізу внутрішньої структури біооб'єкта, що складає 2хв. а також низька інформативність, обумовлена низькою контрастністю отриманого зображення та недосконалістю використаної елементної бази.

Найбільш близьким за технічною суттю є оптичний інфрачервоний томограф Бобонича П.П. (а. с. України №71811, кл. 7 А61В8/13, А61В6/00, 2004р., Бюл. №12), який складається з із опромінювача об'єкта, детекторів і електрично зв'язаних з ними систем обробки сигналів та відновлення зображення об'єкта, причому детектори виконані із фотоприймачів структури р-п-р-п-типу з інверсією знака електрорушійної сили, опромінювачем служить інфрачервоне джерело світла, детектори застосовують лінійку фотоприймачів структури р-п-р-п-типу з інверсією знака електрорушійної сили, рух якої перпендикулярний до довжини лінійки, як опромінювач застосовують джерело інфрачервоного світла та циліндричну лінзу, що перетворює світловий промінь у лінію, який сканується по верхній біологічного об'єкта.

Недоліком даного оптичного інфрачервоного томографа Бобонича П.П. є недостатня інформативність, обумовлена роботою лише на одній довжині хвилі та недостатньою глибиною проникнення випромінювання у біотканину.

В основу корисної моделі поставлено задачу створення оптичного двохлавлевого томографа, в

(13) U

(11) 53678

(19) UA

якому за рахунок введення додаткового джерела інфрачервоного світла з характерною довжиною хвилі і поляризатора досягається можливість отримання розподілу компонентів біотканини та збільшення глибини проникнення випромінювання у біотканину, що приводить до підвищення інформативності.

Поставлена задача досягається тим, що у оптичний двохвильовий томограф, який містить джерело (в подальшому - перше джерело) інфрачервоного світла, циліндричну лінзу, лінійку фотоприймачів структури р-п-р-п-типу з інверсією знака електрорушійної сили, електрично зв'язану з фотоприймачами систему обробки сигналів та відновлення зображення об'єкта введено друге джерело інфрачервоного світла, вихід якого оптично з'єднаний із другим входом оптико-механічного модулятора світла, перший вхід якого оптично з'єднаний з виходом першого джерела інфрачервоного світла, перший вихід оптико-механічного модулятора світла оптично з'єднаний дзеркалом, розміщеним під кутом  $45^\circ$  відносно до падаючого на нього випромінювання, вихід якого з'єднаний з першим входом напівпрозорої пластини, розміщеної паралельно до дзеркала, другий вхід якої оптично з'єднаний з другим входом оптико-механічного модулятора світла, вихід напівпрозорої пластини оптично з'єднаний з затвором, другим входом якого є електричний вхід керування томографа, вихід затвору оптично з'єднаний з входом поляризатора світла, вихід якого з'єднаний з оптичним роз'ємом, що з'єднаний з поляризаційно-чутливим волокном, вихід якого з'єднаний з волоконно-оптичним вузлом виведення випромінювання, в який встановлено циліндричну лінзу, паралельний оптичний вихід якої через об'єкт з'єднаний з оптичними входами лінійки фотоприймачів, виходом оптичного двохвильового томографа є вихід системи обробки сигналів та відновлення зображення об'єкта.

На кресленні представлено структурну схему оптичного двохвильового томографа.

Оптичний двохвильовий томограф містить перше джерело 1 інфрачервоного світла, циліндричну лінзу 2, лінійку 3 фотоприймачів структури р-п-р-п-типу з інверсією знака електрорушійної сили, електрично зв'язану з фотоприймачами систему 4 обробки сигналів та відновлення зображення об'єкта 5. Крім того, томограф містить друге джерело 16 джерело інфрачервоного світла, вихід якого оптично з'єднаний із другим входом оптико-механічного модулятора 6 світла, перший вхід якого оптично з'єднаний з виходом першого джерела 1 інфрачервоного світла, перший вихід оптико-механічного модулятора 6 світла оптично з'єднаний дзеркалом 7, розміщеним під кутом  $45^\circ$  до падаючого на нього випромінювання, вихід якого з'єднаний з першим входом напівпрозорої пластини 8, розміщеної паралельно до дзеркала, другий вхід якої оптично з'єднаний з другим входом оптико-механічного модулятора 6 світла. Вихід напівпрозорої пластини 8 оптично з'єднаний з затвором 9, другим входом якого є електричний керуючий вхід 10 томографа, вихід затвору оптично з'єднаний з входом поляризатора 11 світла,

вихід якого з'єднаний з оптичним роз'ємом 12, що з'єднаний з поляризаційно-чутливим волокном 13, вихід якого з'єднаний з волоконно-оптичним вузлом 14 виведення випромінювання, в який встановлено циліндричну лінзу 2, паралельний оптичний вихід якої через об'єкт 5 з'єднаний з оптичними входами лінійки 3 фотоприймачів. Виходом 15 оптичного двохвильового томографа є вихід системи обробки сигналів та відновлення зображення об'єкта.

Оптичний двохвильовий томограф працює таким чином. З першого джерела 1 інфрачервоного світла випромінювання попадає на перший вхід оптико-механічного модулятора 6 світла, а з другого джерела 16 світла випромінювання попадає на другий вхід оптико-механічного модулятора 6 світла, який в момент  $t$  пропускає випромінювання від першого джерела 1 світла на дзеркало 7, від якого випромінювання відбивається під прямим кутом і попадає на перший вхід напівпрозорої пластини 8. Напівпрозора пластина 8 пропускає дане випромінювання через затвор 9, який відкривається подачею на зовнішній електричний керуючий вхід 10 відповідного сигналу, що відповідає початку роботи томографа і закривається відсутністю сигналу, що відповідає закінченню роботи томографа, на поляризатор 11 світла, в якому випромінювання поляризується. Поляризоване випромінювання попадає в оптичний роз'єм 12, завдяки якому вводиться в поляризаційно-чутливе волокно 13, а потім виводиться через волоконно-оптичний вузол 14, в якому встановлено циліндричну лінзу 2, що створює з випромінювання горизонтальну лінію, яка пронизує об'єкт 5, а після проходження об'єкту реєструється лінійкою 3 фотоприймачів. Електричні сигнали з лінійки 3 фотоприймачів попадають в систему обробки сигналів та відновлення зображення об'єкта 5, яка працює у відповідності з відомими методами реконструкції зображення біологічного об'єкта.

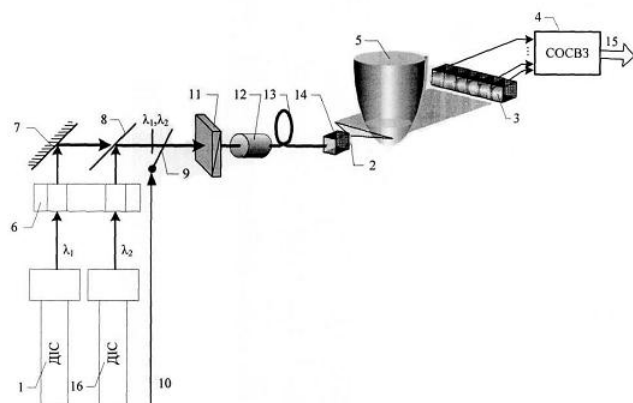
В момент часу  $(t+1)$  оптико-механічний модулятор 6 світла пропускає дане випромінювання від другого джерела 16 світла на другий вхід напівпрозорої пластини 8. Напівпрозора пластина 8 пропускає дане випромінювання через затвор 9 на поляризатор 11 світла, в якому випромінювання поляризується. Поляризоване випромінювання попадає в оптичний роз'єм 12, завдяки якому вводиться в поляризаційно-чутливе волокно 13, а потім виводиться через волоконно-оптичний вузол 14, в якому встановлено циліндричну лінзу 2, що створює з випромінювання горизонтальну лінію, яка пронизує об'єкт 5, а після проходження об'єкту реєструється лінійкою 3 фотоприймачів. Електричні сигнали з лінійки 3 фотоприймачів попадають в систему обробки сигналів та відновлення зображення об'єкта 5. Інформація про внутрішню структуру об'єкта 5 отримується на виході 15 системи обробки сигналів та відновлення зображення об'єкта 5.

Таким чином в кожний момент часу оптико-механічний модулятор 6 світла по чергово пропускає випромінювання з двох джерел світла, що працюють на різних характерних довжинах хвиль,

а це дає можливість отримання більш достовірної інформації про внутрішню структуру об'єкта 5.

Завдяки введенню в оптичний двохвильовий томограф поляризатора 11 і поляризаційно-чутливого волокна 13, які в результаті чіткої лінійної орієнтації векторів напруженості електромагнітного випромінювання роблять випромінювання

від джерел світла 1, 16 більш напрямленим, а тому збільшують глибину проникнення випромінювання в об'єкт 5, а також збільшують відношення сигнал/шум на вході лінійки 3 фотоприймачів, що в свою чергу дозволяє отримати достовірніші дані на виході.



Фіг.