



УКРАЇНА

(19) UA

(11) 159233

(13) U

(51) МПК

A61B 5/02 (2006.01)

НАЦІОНАЛЬНИЙ ОРГАН
ІНТЕЛЕКТУАЛЬНОЇ ВЛАСНОСТІ
ДЕРЖАВНА ОРГАНІЗАЦІЯ
"УКРАЇНСЬКИЙ НАЦІОНАЛЬНИЙ
ОФІС ІНТЕЛЕКТУАЛЬНОЇ
ВЛАСНОСТІ ТА ІННОВАЦІЙ"

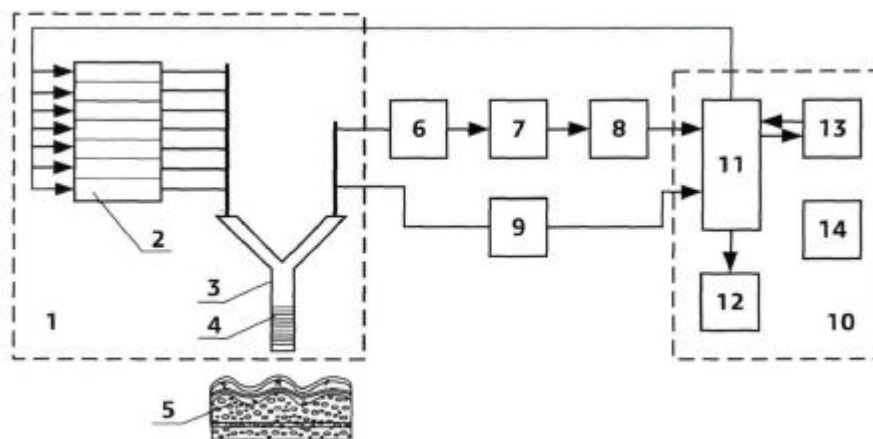
(12) ОПИС ДО ПАТЕНТУ НА КОРИСНУ МОДЕЛЬ

(21) Номер заявки: u 2024 04392	(72) Винахідник(и): Вуйцік Вальдемар (UA), Павлов Володимир Сергійович (UA), Штофель Дмитро Хуанович (UA), Заболотна Наталія Іванівна (UA), Тимчик Сергій Васильович (UA)
(22) Дата подання заявки: 10.09.2024	
(24) Дата, з якої є чинними права інтелектуальної власності: 08.05.2025	
(46) Публікація відомостей про державну реєстрацію: 07.05.2025, Бюл.№ 19	(73) Володілець (володільці): ВІННИЦЬКИЙ НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ, вул. Хмельницьке шосе, 95, м. Вінниця, 21021 (UA)

(54) ЛАЗЕРНИЙ ВОЛОКОННО-ОПТИЧНИЙ ПРИСТРІЙ ДЛЯ ОЦІНЮВАННЯ ТКАНИННОЇ МІКРОЦИРКУЛЯЦІЇ, ВИМІРЮВАННЯ ТЕМПЕРАТУРИ ТА ФІЗИОТЕРАПЕВТИЧНОГО ВПЛИВУ**(57) Реферат:**

Лазерний волоконно-оптичний пристрій для оцінювання тканинної мікроциркуляції, вимірювання температури та фізіотерапевтичного впливу містить фотоприймач, чутливий в широкій спектральній області, підсилювач, обчислювач, який складається з блока живлення, мікроконтролера, аналого-цифрового перетворювача, графічного рідкокристалічного дисплея та слота для карти SD-пам'яті, причому вихід фотоприймача з'єднаний з підсилювачем, вихід якого з'єднаний з обчислювачем, а саме з інформаційним входом мікроконтролера, другий вихід мікроконтролера з'єднаний з контактом слота для карти SD-пам'яті, вихід якого з'єднаний з входом мікроконтролера. Введено лазерний волоконно-оптичний сенсор, який складається з джерела лазерного оптичного випромінювання на основі семишарової гетероструктури, оптичного аналізатора спектра, Y-подібного волоконно-оптичного розгалужувача з вхідним та вихідним волоконно-оптичними каналами, які сполучені в один спільний оптичний канал з формованою брегівською ґраткою, призначений для трансформації оптичного випромінювання, вимірювання локальної температури, спрямування оптичного випромінювання на біологічну тканину і приймання відбитої від неї інтенсивності світлового потоку. При цьому керувальний вихід мікроконтролера з'єднаний з входом керування джерелом випромінювання на семишаровій гетероструктурі, вихідний канал Y-подібного волоконно-оптичного розгалужувача з'єднаний з входом фотоприймача та з входом оптичного аналізатора спектра, вихід якого з'єднаний з другим інформаційним входом мікроконтролера, вихід підсилювача з'єднаний з входом аналогово-цифрового перетворювача, вихід якого з'єднаний з першим інформаційним входом мікроконтролера, в вихідний канал Y-подібного волоконно-оптичного розгалужувача також з'єднаний з входом оптичного аналізатора спектра, а його вихід з'єднаний з другим інформаційним входом мікроконтролера.

UA 159233 U



Фиг. 1

Корисна модель належить до медичної та біологічної техніки і може бути використана для контролю і визначення стану тканинної мікроциркуляції в біологічних тканинах, для оцінювання ступеня насичення периферійної крові киснем (сатурації) при одночасному контролі значення температури, а також для світлолікування.

Визначення характеру тканинної мікроциркуляції крові є важливим для діагностики стану тканин у медичній практиці та медико-біологічних дослідженнях. Цей спосіб активно використовується для діагностики та моніторингу загального стану здоров'я людини: Варіації параметрів тканинної мікроциркуляції можуть вказувати на вікові або патологічні зміни. До прикладу, погіршення тканинної мікроциркуляції може бути маркером таких поширених хвороб як цукровий діабет, серцево-судинні захворювання, інфекційні та запальні процеси тощо. Моніторинг тканинної мікроциркуляції забезпечує своєчасне виявлення симптомів цих функціональних порушень. Запропонований пристрій також може використовуватися при оцінюванні ефективності проведених терапевтичних процедур, тому що в процесі лікування тканинна мікроциркуляція є інформативним показником того, як організм реагує на різні медичні препарати і процедури. Такий моніторинг забезпечує можливість визначення ефективності того чи іншого підходу до лікування, а отже - можливість своєчасної корекції терапевтичних процедур для загального покращення результатів лікування. Проведення контролю тканинної мікроциркуляції упродовж лікувального процесу дозволяє виявити ризики ускладнень та можливі побічні дії терапевтичних процедур. При цьому важливо контролювати локальну температуру в ділянці біологічної тканини для виявлення запальних або інших небажаних процесів. Вивчення процесів тканинної мікроциркуляції має важливе значення для наукових досліджень в галузі медико-біологічних наук як при вивченні нормальних і патологічних фізіологічних процесів, так і при розробленні нових методів лікування та діагностики.

Відомий фотоплетизмограф (патент UA № 107490, м. кл. A61B 5/02, опубл. 10.06.2016, бюл. № 11), що забезпечує можливість визначення периферичного кровотоку в тканинах та органах людини і тварин. Фотоплетизмограф включає три джерела світлового випромінювання, які керуються блоком управління, блок реєстрації відбитого випромінювання, блок обробки і передачі даних на персональний комп'ютер.

Недоліками наведеного технічного рішення є підключення до комп'ютера, що обмежує мобільність конструкції, а також відсутність адаптивної системи регулювання роботи джерел випромінювання, що обмежує функціональні можливості фотоплетизмографа.

Найближчим аналогом корисної моделі є патент UA № 134334, м. кл. A61B 5/02, опубл. 10.05.2019, бюл. № 9, предметом якого є оптичний неінвазивний пристрій для визначення рівня периферичного кровонаповнення, який містить обчислювач (складається з мікроконтролера з вбудованим аналого-цифровим перетворювачем, графічного рідкокристалічного індикатора і слота для SD-пам'яті), три датчики, кожен з яких складається з джерела оптичного випромінювання (інфрачервоний, червоний, зелений) та фотоприймача, причому виходи фотоприймачів з'єднані з першими входами трьох підсилювачів, виходи яких підключені до відповідних входів мікроконтролера, перший вихід якого з'єднаний з другими входами кожного підсилювача, другий вихід мікроконтролера з'єднаний з входом графічного рідкокристалічного індикатора, а третій вихід мікроконтролера з'єднаний з входом слота для SD-пам'яті, вихід якого з'єднаний з входом мікроконтролера. Синхронізація роботи пристрою відбувається шляхом генерації сигналів керування мікроконтролера, які надходять на підсилювачі. Пристрій може працювати автономно, без підключення до ПК, за рахунок блока живлення.

Недоліком цього пристрою є недостатні функціональні можливості, значні габаритні розміри чутливого елемента, відсутність адаптивної системи регулювання роботи джерел випромінювання, відсутність каналу вимірювання температури, що в цілому обмежує сфери застосування пристрою в діагностиці кровонаповнення тканин і фототерапії.

В основу корисної моделі, яка заявляється, поставлено задачу створення лазерного волоконно-оптичного пристрою для оцінювання тканинної мікроциркуляції, вимірювання температури та фізіотерапевтичного впливу, в якому за рахунок введення нових елементів, зв'язків та комбінацій блоків досягається можливість забезпечення адаптивних умов діагностування стану мікроциркуляції з одночасним вимірюванням локальної температури, зменшення розмірів чутливого елемента та зменшення габаритних розмірів цілого пристрою. Це призводить до розширення функціональних можливостей пристрою, підвищення чутливості й технологічності його конструкції.

Поставлена задача вирішується тим, що в лазерний волоконно-оптичний пристрій для оцінювання тканинної мікроциркуляції, вимірювання температури та фізіотерапевтичного впливу, який складається з фотоприймача, чутливого в широкій спектральній області, підсилювача, обчислювача, який складається з блока живлення, мікроконтролера, аналого-

цифрового перетворювача, графічного рідкокристалічного дисплея та слота для карти SD-пам'яті, причому вихід фотоприймача з'єднаний з підсилювачем, вихід якого з'єднаний з обчислювачем, а саме з інформаційним входом мікроконтролера, перший інформаційний вихід мікроконтролера з'єднаний з графічним рідкокристалічним дисплеєм, а другий вихід мікроконтролера з'єднаний з контактом слота для карти SD-пам'яті, вихід якого з'єднаний з входом мікроконтролера, згідно з корисною моделлю, введено лазерний волоконно-оптичний сенсор, який складається з джерела лазерного оптичного випромінювання на основі семишарової гетероструктури, Y-подібного волоконно-оптичного розгалужувача з вхідним та вихідним волоконно-оптичними каналами, які сполучені в один спільний оптичний канал з формованою брегівською ґраткою, призначений для трансформації оптичного випромінювання, вимірювання локальної температури, спрямування оптичного випромінювання на біологічну тканину і приймання відбитої від неї інтенсивності світлового потоку; оптичного аналізатора спектра, причому керувальний вихід мікроконтролера з'єднаний з входом керування джерелом випромінювання на семишаровій гетероструктурі, вихідний канал Y-подібного волоконно-оптичного розгалужувача з'єднаний з входом фотоприймача та з входом оптичного аналізатора спектра, вихід якого з'єднаний з другим інформаційним входом мікроконтролера, вихід підсилювача з'єднаний з входом аналогово-цифрового перетворювача, вихід якого з'єднаний з першим інформаційним входом мікроконтролера, в вихідний канал Y-подібного волоконно-оптичного розгалужувача також з'єднаний з входом оптичного аналізатора спектра, а його вихід з'єднаний з другим інформаційним входом мікроконтролера.

На фіг. 1 подано структурну блок-схему патентованого пристрою; на фіг. 2 показано спектри випромінювання семишарової гетероструктури; на фіг. 3 подано калібрувальну криву для оптичного сенсора на основі брегівської ґратки, що встановлює залежність зсуву брегівської довжини хвилі від температури; на фіг. 4 показано зсув спектра інтенсивності випромінювання при відмінності вимірюваної температури від базової.

Пристрій складається з лазерного волоконно-оптичного сенсора 1, який складається з джерела лазерного оптичного випромінювання на основі семишарової гетероструктури 2, Y-подібного волоконно-оптичного розгалужувача 3 з вхідним та вихідним волоконно-оптичними каналами, які сполучені в один спільний оптичний канал з формованою брегівською ґраткою 4, призначений для трансформації оптичного випромінювання, вимірювання локальної температури, спрямування оптичного випромінювання на біологічну тканину 5 і приймання відбитої від неї інтенсивності світлового потоку, фотоприймача 6, чутливого в широкій спектральній області, підсилювача 7, аналого-цифрового перетворювача 8, оптичного аналізатора спектра 9, обчислювача 10, який складається з мікроконтролера 11, графічного рідкокристалічного дисплею 12, слота для карти SD-пам'яті 13, блока живлення 14, причому вихід Y-подібного волоконно-оптичного розгалужувача 3 з'єднаний з входом фотоприймача 6, вихід фотоприймача 6 з'єднаний з підсилювачем 7, вихід якого з'єднаний зі входом аналого-цифрового перетворювача 8, вихід якого з'єднаний з обчислювачем 10, а саме з першим інформаційним входом мікроконтролера 11, крім того, вихід Y-подібного волоконно-оптичного розгалужувача 3 з'єднаний з входом оптичного аналізатора спектра 9, а його вихід з'єднаний з другим інформаційним входом мікроконтролера 11, перший інформаційний вихід мікроконтролера 11 з'єднаний з графічним рідкокристалічним дисплеєм 12, а другий інформаційний вихід мікроконтролера 11 з'єднаний з входом слота для карти SD-пам'яті 13, вихід якого з'єднаний з третім інформаційним входом мікроконтролера 11, керувальний вихід мікроконтролера 11 під'єднаний до входу джерела оптичного випромінювання на основі семишарової гетероструктури 2.

Пристрій працює таким чином.

Після ввімкнення блока живлення 14, який забезпечує електроенергією всі блоки пристрою, відбувається занулення блоків обчислювача 10, зокрема мікроконтролер 11 скидається в нульовий стан, графічний рідкокристалічний дисплей 12 завантажується і відображає готовність пристрою до роботи. Відповідно до програми роботи пристрою, яка задається за допомогою мікроконтролера 11, на його керувальний вихід подається широтно-імпульсно модульований сигнал, який активує джерело лазерного оптичного випромінювання на основі семишарової гетероструктури 2, причому тривалість та інтенсивність активації кожного шару, що відповідає різним довжинам хвиль оптичного випромінювання, можуть бути налаштовані незалежно.

Джерело лазерного оптичного випромінювання на основі семишарової гетероструктури 2 генерує світлові потоки у кожному шарі з піками інтенсивності випромінювання на довжинах хвиль відповідно 405, 480, 560, 650, 730, 805, 873 нм (фіг. 2). Чим більша довжина хвилі, тим глибше проникає світловий потік в біологічну тканину 5. Шляхом застосування джерела лазерного оптичного випромінювання на основі семишарової гетероструктури 2 і Y-подібного

волоконно-оптичного розгалужувача 3 з вхідним та вихідними волоконно-оптичними каналами, які сполучені в один спільний оптичний канал з формованою берегівською ґраткою 4, вирішено задачу зменшення розмірів чутливого елемента лазерного волоконно-оптичного сенсора 1, а також завдяки його гнучкості й хіміко-біологічній резистентності забезпечується контакт лазерного волоконно-оптичного сенсора 1 з важкодоступними біологічними тканинами (наприклад в ротовій порожнині або за умов лапароскопічного дослідження). Введення у волоконно-оптичний канал формованої берегівської ґратки 4 дозволило розширити функціональні можливості пристрою, забезпечивши вимірювання локальної температури біологічної тканини 5 в місці дослідження. Світловий потік, що надходить з вхідного каналу Y-подібного волоконно-оптичного розгалужувача 3, частково поглинається біологічною тканиною 5, частково відбивається та розсіюється. Відбите світло потрапляє назад у спільний оптичний канал Y-подібного волоконно-оптичного розгалужувача 3, потрапляє на фотоприймач 6, чутливий в широкій спектральній області.

Пульсова хвиля, що проходить через периферичні судини і капіляри, спричинює періодичні зміни оптичної густини біологічної тканини 5, яка визначається шляхом реєстрації змін в інтенсивності й спектральних характеристиках відбитого світлового потоку, який надходить на фотоприймач 6, який перетворює оптичний сигнал на електричний, модульований за амплітудою. Цей сигнал посилюється підсилювачем 7 та перетворюється у цифрову форму за допомогою аналого-цифрового перетворювача 8. Використання окремого аналого-цифрового перетворювача 8 на противагу вбудованому у мікроконтролер 11 зумовлено тим, що це дає можливість застосування АЦП підвищеної роздільної здатності й точності, підвищити швидкодію пристрою та стабільність його роботи завдяки захисту від синфазних перешкод, а також зменшити обчислювальне навантаження на мікроконтролер 11. Після аналого-цифрового перетворювача 8 цифровий сигнал надходить на перший інформаційний вхід мікроконтролера 11, де він обробляється за допомогою відповідного програмного забезпечення, а результат виводиться на графічний рідкокристалічний дисплей 12 та записується на SD-карту пам'яті через слот для карти SD-пам'яті 13.

Крім цього, оптичне випромінювання, яке надходить зі вхідного каналу Y-подібного волоконно-оптичного розгалужувача 3, трансформується і відбивається на формованій берегівській ґратці 4 та через вихідний канал Y-подібного волоконно-оптичного розгалужувача 3 потрапляє у оптичний аналізатор спектра 9, призначений для вимірювання локальної температури в ділянці дослідження. Вимірювання температури за допомогою формованої берегівської ґратки 4 у спільному оптичному каналі ґрунтоване на явищі зміни берегівської довжини хвилі залежно від зміни температури. Ця зміна пов'язана з термооптичним ефектом та зміною періоду берегівської ґратки в оптичному волокні у зв'язку з тепловим розширенням. Берегівська ґратка відбиває оптичне випромінювання певної довжини хвилі λ_B , що прямопропорційно залежить від показника заломлення осердя оптичного волокна і періоду ґратки, причому обидва ці параметри змінюються при зміні температури. Вихід волоконно-оптичного каналу з формованою берегівською ґраткою 4 сполучений з входом оптичного аналізатора спектра 9, який визначає берегівську довжину хвилі λ_B для відбитого від біологічної тканини випромінювання та передає цю інформацію на другий інформаційний вхід мікроконтролера 11. Температура тканини T з високою точністю розраховується за формулою

$$T = T_0 + \frac{\lambda_B - \lambda_0}{S_T},$$

де T_0 - початкова температура при калібруванні,

λ_B і λ_0 - відповідно поточна і початкова (при T_0) берегівська довжина хвилі;

S_T - температурна чутливість берегівської ґратки.

При використанні волоконно-оптичного каналу з формованою берегівською ґраткою 4 з метою вимірювання температури необхідно проводити первинне калібрування сенсора. Початкова температура T_0 при калібруванні була прийнята рівною 35 °C. Визначена калібрувальна крива,

що показує залежність зсуву берегівської довжини хвилі $\lambda_B - \lambda_0$ від температури зразка біологічної тканини 5 (фіг. 3) на основі берегівського зсуву спектра інтенсивності випромінювання при відмінності температури зразка від початкової (фіг. 4).

Синхронізація роботи пристрою здійснюється шляхом керувальних широтно-імпульсно модульованих сигналів мікроконтролера 11, які активують певний шар або кілька шарів гетероструктури. Застосування джерела випромінювання на різних довжинах хвиль дозволяє використовувати пристрій для різних задач діагностики та фототерапії. Зокрема випромінювання червоного та інфрачервоного спектра (650 нм і вище) дозволяє визначати рівень насичення крові киснем (сатурацію) та здійснювати підрахунок періодичності пульсацій,

що дозволяє оцінити частоту серцевих скорочень. На графічний рідкокристалічний дисплей 12 виводяться такі дані: графічне представлення кривих кровонаповнення, значення оціненої частоти серцевих скорочень, показник сатурації крові (SpO_2), температура досліджуваної ділянки, а також поточний час і рівень заряду елемента живлення.

5 Принцип дії лазерного волоконно-оптичного сенсора 1 в частині оцінювання тканинної мікроциркуляції базується на реєстрації зміни оптичного сигналу та вимірюванні параметрів відбитого світла. Особливістю запропонованого лазерного волоконно-оптичного сенсора 1 є підвищена чутливість до зміни таких оптичних параметрів досліджуваної ділянки біологічної

10 тканини як коефіцієнт відбивання і показник заломлення (рефракції) за рахунок багатократних внутрішніх відбивань променів всередині досліджуваної біологічної тканини 5. Для вирішення проблем з дослідженням тканинної мікроциркуляції у важкодоступних ділянках запропоновано використати Y-подібний волоконно-оптичний розгалужувач 3, який забезпечує формування тонкої гнучкої волоконної конструкції будь-якої довжини, призначеної для трансформації оптичного випромінювання, вимірювання локальної температури, спрямування оптичного

15 випромінювання на біологічну тканину 5 і приймання відбитої від неї інтенсивності світлового потоку. Світловий потік від джерела лазерного оптичного випромінювання на основі семишарової гетероструктури 2 через вхідний канал Y-подібного волоконно-оптичного розгалужувача 3 поширюється у спільний волоконно-оптичний канал сенсора і потрапляє на ділянку біологічної тканини 5, після відбивань всередині тканини деяка частина світлового

20 потоку надходить у той самий спільний волоконно-оптичний канал сенсора, через який потрапляє у вихідний канал Y-подібного волоконно-оптичного розгалужувача 3, а звідти - на приймальну схему, що складається з фотоприймача 6, підсилювача 7 та аналого-цифрового перетворювача 8, яка здійснює перетворення оптичного сигналу в цифровий електричний сигнал, який надходить на перший інформаційний вхід мікроконтролера 11. Оскільки спільний волоконно-оптичний канал Y-подібного волоконно-оптичного розгалужувача 3 безпосередньо

25 контактує з біологічною тканиною 5, він набуває тієї ж температури, що забезпечує вимірювання локальної температури в ділянці дослідження. Інтенсивність світлового потоку, відбита від формованої брегівської ґратки 4 через вихідний канал Y-подібного волоконно-оптичного розгалужувача 3 надходить на вхід оптичного аналізатора спектра 9, який визначає поточну брегівську довжину хвилі λ_b для певного спектра довжин хвиль, генерованого джерелом лазерного оптичного випромінювання на основі семишарової гетероструктури 2. Значення λ_b у

30 цифровій формі передається на другий інформаційний вхід мікроконтролера 11, де розраховується відповідне значення температури. Програмне забезпечення мікроконтролера 11 завдяки сигналам широтно-імпульсної модуляції забезпечує амплітудно-імпульсний режим роботи джерела лазерного оптичного випромінювання на основі семишарової гетероструктури 2, а також дозволяє змінювати інтенсивність випромінювання, узгоджує процес вимірювання температури та індикації результатів, що розширює функціональні можливості пристрою.

В заявленому пристрої використовуються кварцові оптичні волокна діаметром 50 мкм. Фотоприймачем 6 виступає кремнієвий фототранзистор, чутливий в широкій спектральній

40 області, який добре узгоджується із спектральними характеристиками ламп розжарювання, інфрачервоних світлодіодів, напівпровідникових лазерів та волоконних світловодів, що дозволяє проводити спектральні дослідження з високою точністю. Оскільки для вимірювання температури за допомогою брегівської ґратки використовується одна базова довжина хвилі $\lambda_0=873$ нм, а значення температурної чутливості брегівської ґратки S_T складає 11,3 $pm/^\circ C$,

45 оптичний аналізатор спектра 9 може бути розрахований на дуже вузький діапазон довжин хвиль, що здешевлює і зменшує розміри пристрою.

Заявлена конструкція лазерного волоконно-оптичного сенсора 1 забезпечує мініатюризацію та надійність, що є актуальним для медичних задач скринінгу і дослідження тканинної мікроциркуляції, особливо у важкодоступних ділянках тіла людини, слизових оболонок або

50 відкритих тканин в умовах операційного втручання, військово-польової медицини та медицини катастроф.

Запропонована структурна реалізація пристрою дозволяє забезпечити мініатюризацію сенсора, забезпечує проведення контролю, діагностики та скринінгу стану тканинної мікроциркуляції в різноманітних оптичних режимах з високою точністю і надійністю,

55 забезпечуючи портативність, мобільність, доступ до важкодоступних ділянок біологічної тканини. Адаптивні умови діагностування стану мікроциркуляції забезпечуються завдяки амплітудно-імпульсному режиму роботи джерела лазерного оптичного випромінювання на основі семишарової гетероструктури 2, що дає змогу комбінувати випромінювання різних довжин хвиль та змінювати інтенсивності світлових потоків, а це, в свою чергу, дозволяє

60 проводити дослідження різних типів біологічних тканин із застосуванням набору режимів

опромінення, а також забезпечувати фізіотерапевтичний вплив. Контроль локальної температури за допомогою волоконно-оптичного каналу з формованою брегівською ґраткою 4 у досліджуваній ділянці дозволяє отримати більш повну і комплексну інформацію про рівень тканинної мікроциркуляції та стан біологічної тканини без збільшення розмірів чутливої частини оптичного сенсора.

ФОРМУЛА КОРИСНОЇ МОДЕЛІ

Лазерний волоконно-оптичний пристрій для оцінювання тканинної мікроциркуляції, вимірювання температури та фізіотерапевтичного впливу, що містить фотоприймач, чутливий в широкій спектральній області, підсилювач, обчислювач, який складається з блока живлення, мікроконтролера, аналого-цифрового перетворювача, графічного рідкокристалічного дисплея та слота для карти SD-пам'яті, причому вихід фотоприймача з'єднаний з підсилювачем, вихід якого з'єднаний з обчислювачем, а саме з інформаційним входом мікроконтролера, другий вихід мікроконтролера з'єднаний з контактом слота для карти SD-пам'яті, вихід якого з'єднаний з входом мікроконтролера, який **відрізняється** тим, що в нього введено лазерний волоконно-оптичний сенсор, який складається з джерела лазерного оптичного випромінювання на основі семишарової гетероструктури, оптичного аналізатора спектра, Y-подібного волоконно-оптичного розгалужувача з входним та вихідним волоконно-оптичними каналами, які сполучені в один спільний оптичний канал з формованою брегівською ґраткою, призначений для трансформації оптичного випромінювання, вимірювання локальної температури, спрямування оптичного випромінювання на біологічну тканину і приймання відбитої від неї інтенсивності світлового потоку, причому керувальний вихід мікроконтролера з'єднаний з входом керування джерелом випромінювання на семишаровій гетероструктурі, вихідний канал Y-подібного волоконно-оптичного розгалужувача з'єднаний з входом фотоприймача та з входом оптичного аналізатора спектра, вихід якого з'єднаний з другим інформаційним входом мікроконтролера, вихід підсилювача з'єднаний з входом аналогово-цифрового перетворювача, вихід якого з'єднаний з першим інформаційним входом мікроконтролера, в вихідний канал Y-подібного волоконно-оптичного розгалужувача також з'єднаний з входом оптичного аналізатора спектра, а його вихід з'єднаний з другим інформаційним входом мікроконтролера.

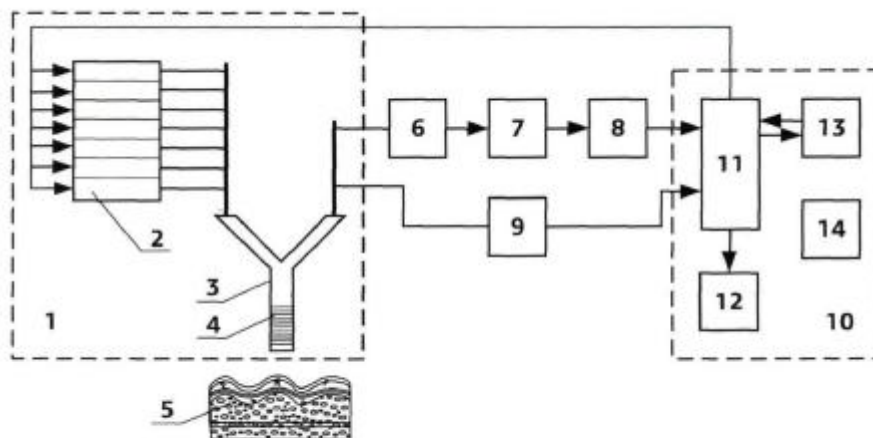


Fig. 1

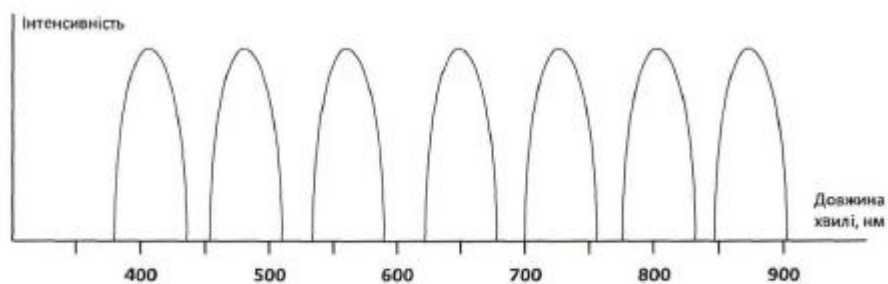


Fig. 2

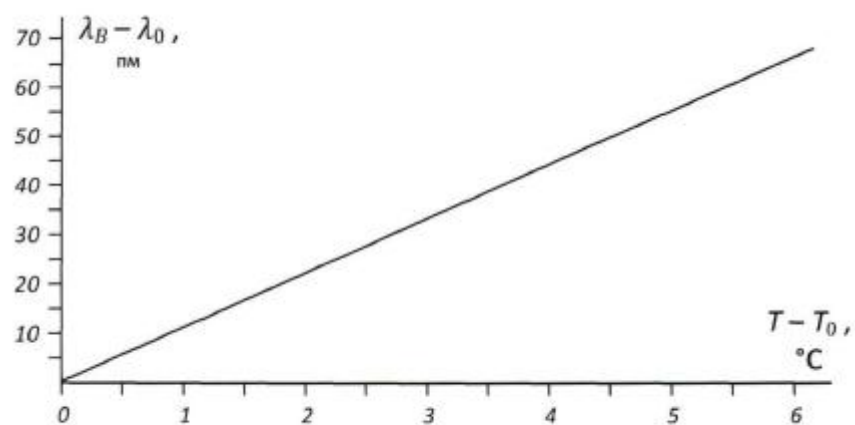


Fig. 3

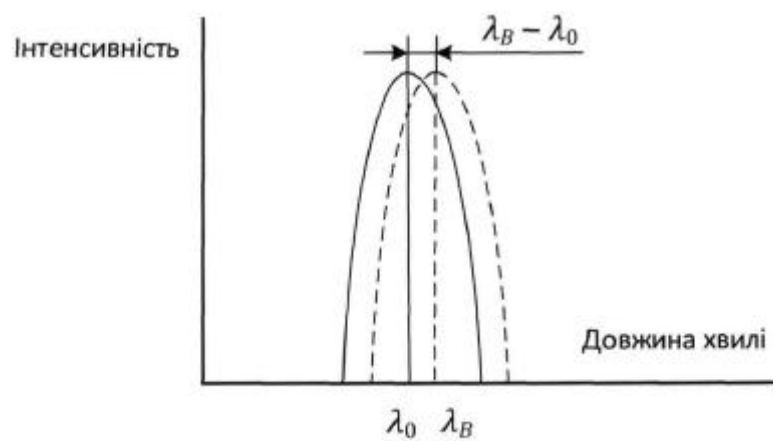


Fig. 4