



УКРАЇНА

(19) **UA** (11) **97054** (13) **U**
(51) МПК**A61N 5/067** (2006.01)**A61B 18/22** (2006.01)**A61B 18/20** (2006.01)ДЕРЖАВНА СЛУЖБА
ІНТЕЛЕКТУАЛЬНОЇ
ВЛАСНОСТІ
УКРАЇНИ**(12) ОПИС ДО ПАТЕНТУ НА КОРИСНУ МОДЕЛЬ****(21)** Номер заявки: **u 2014 10750****(22)** Дата подання заявки: **02.10.2014****(24)** Дата, з якої є чинними
права на корисну
модель: **25.02.2015****(46)** Публікація відомостей
про видачу патенту: **25.02.2015, Бюл.№ 4****(72)** Винахідник(и):**Терещенко Микола Федорович (UA),**
Тимчик Григорій Семенович (UA),
Паткевич Ольга Іванівна (UA),
Чупіка Богдан Сергійович (UA),
Матюх Тетяна Вячеславівна (UA)**(73)** Власник(и):**Терещенко Микола Федорович,**
вул. Градинська, 6, кв. 76, м. Київ, 02097
(UA),
Тимчик Григорій Семенович,
вул. Каштанова, 3, кв. 163, м. Київ, 02232
(UA),
Паткевич Ольга Іванівна,
вул. Івана Кудрі, 37-а, кв. 36, м. Київ, 01042
(UA),
Чупіка Богдан Сергійович,
вул. Академіка Янгеля, 7, кв. 3-33, м. Київ,
03056 (UA),
Матюх Тетяна Вячеславівна,
вул. Академіка Янгеля, 7, кв. 5-14, м. Київ,
03056 (UA)**(54) ЛАЗЕРНИЙ МЕДИЧНИЙ АПАРАТ****(57)** Реферат:

Лазерний медичний апарат має зв'язані між собою мікропроцесор керування, з'єднаний з перетворювачем, і оптичний блок, що має два випромінювачі, що генерують лазерне випромінювання відповідно в видимому і інфрачервоному діапазонах оптичного спектра, до дистального торця загального оптоволокна під'єднаний змінний інструмент з температурним сенсором, при цьому мікропроцесор оснащений блоками індикації і ручного регулювання, а перетворювач підключений до оптоволокна і виконаний у вигляді конічного розсіювача з дифузним відображенням стінок, який комутується з мікропроцесором за допомогою вбудованого в основу фотодіода. Температурний сенсор містить температурні датчики, закріплені в кінцевій частині оптоволокна в поперечній площині з можливістю кутового переміщення і вбудовані в роз'єм змінного інструмента та з'єднані з мікропроцесором.

UA 97054 U

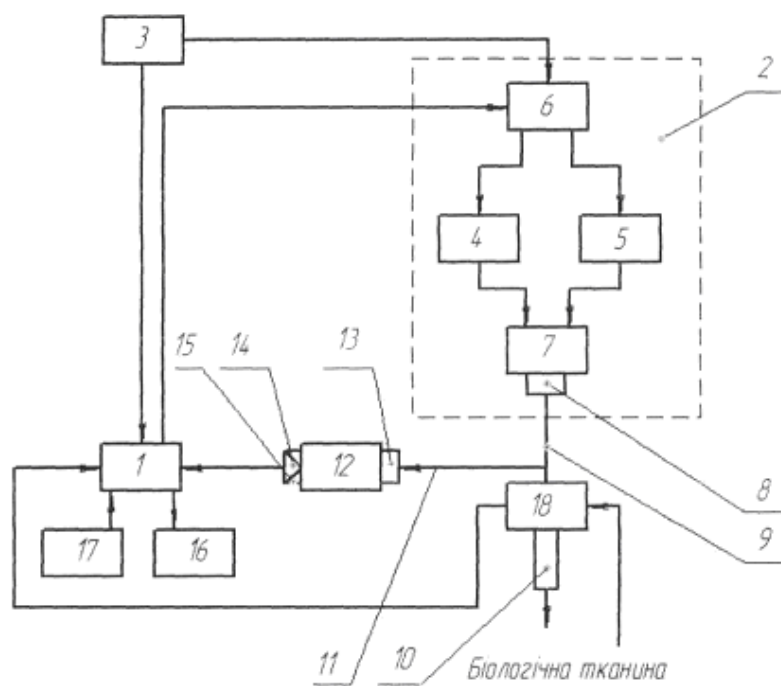


Fig. 1

Корисна модель належить до медичної техніки, а саме до лазерних апаратів для локалізованого терапевтичного лікування та оперативного впливу лазерним випромінюванням захворювань та аномалій біологічних тканин.

Відомий лазерний медичний апарат (Патент на винахід RU 2392018 Cl, МПК А61N 5/067, опубл. 20.06.2010 Бюл.17), що має зв'язані між собою мікропроцесор керування, з'єднаний з перетворювачем, і оптичний блок, що має два випромінювачі, що генерують лазерне випромінювання відповідно в видимому і інфрачервоному діапазонах оптичного спектра, до дистального торця загального оптоволокна під'єднаний змінний інструмент з температурним сенсором, при цьому мікропроцесор оснащений блоками індикації і ручного регулювання, а перетворювач підключений до оптоволокна і виконаний у вигляді конічного розсіювача з дифузним відображенням стінок, який комутується з мікропроцесором за допомогою вбудованого фотодіода.

В даному апараті здійснюється активний контроль потужності лазерного випромінювання до цілі впливу, за результатами якого регулюється його потужність до заданого рівня, компенсуючи зокрема втрати на технологічні забруднення робочої поверхні інструмента, можливі деформації або порушення механічної цілісності оптоволокна.

Але вищевказаний апарат не в повній мірі враховує температурні градієнти та вплив лазерного випромінювання на біологічні тканини пацієнта, відсутня об'ємна температурна картина в зоні дії випромінювання, що не дозволяє об'єктивно оцінити рівень впливу на біологічні тканини пацієнтів.

Задачею запропонованої корисної моделі є підвищення об'єктивності і точності контролю та ефективності терапевтичного та оперативного впливу на біологічні тканини пацієнтів з суттєвим підвищенням функціональної надійності пристрою в цілому.

Поставлена задача вирішується за рахунок того, що лазерний медичний апарат, що має зв'язані між собою мікропроцесор керування, з'єднаний з перетворювачем, і оптичний блок, що має два випромінювачі, що генерують лазерне випромінювання відповідно в видимому і інфрачервоному діапазонах оптичного спектра, до дистального торця загального оптоволокна під'єднаний змінний інструмент з температурним сенсором, при цьому мікропроцесор оснащений блоками індикації і ручного регулювання, а перетворювач підключений до оптоволокна і виконаний у вигляді конічного розсіювача з дифузним відображенням стінок, який комутується з мікропроцесором за допомогою вбудованого в основу фотодіода, а температурний сенсор містить температурні датчики, закріплені в кінцевій частині оптоволокна в поперечній площині з можливістю кутового переміщення і вбудовані в роз'єм змінного інструмента та з'єднані з мікропроцесором.

Так як температура біологічної тканини являється одним із найбільш об'єктивних комплексних показників життєдіяльності біологічного організму, то застосування температурного сенсору з температурними датчиками, закріпленими в кінцевій частині оптоволокна в поперечній площині з можливістю кутового переміщення та вбудовані в роз'єм змінного інструмента і з'єднані з мікропроцесором дозволяє отримати об'ємну температурну картину зони дії випромінювання та об'єктивно оцінити вплив лазерного випромінювання на біологічні тканини пацієнта.

На фіг. 1 зображена функціональна схема запропонованого апарату, а на фіг. 2 одна з можливих конструкцій наконечника з температурним сенсором.

Лазерний медичний пристрій містить мікропроцесор 1 керування і оптичний блок 2, підключені до блока 3 живлення. Оптичний блок 2 включає два лазерних випромінювачі 4 і 5, виконаних у вигляді напівпровідникових лазерних діодів, генеруючих випромінювання відповідно у видимому діапазоні (0,53-0,67 мкм) і в інфрачервоному діапазоні (0,97-1,56 мкм) довжин хвиль.

Лазерні випромінювачі 4, 5 з блоком 3 живлення пов'язані через блок 6 буферного керування, який з'єднаний з виходом мікропроцесора 1 для забезпечення безперервного та імпульсного режимів роботи при автономній і спільній дії випромінювачів 4, 5, по програмному регламенту.

Виходи лазерних перетворювачів 4 і 5 зведені в волоконно-оптичному перетворювачі 7 і через його оптичний роз'єм 8 пов'язані зі світловодом 9 (оптоволоконном), на дистальному кінці якого змонтований змінний лазерний інструмент 10, за допомогою якого здійснюється доставка випромінювання в біотканини для терапевтичного лікування або оперативних впливів і температурний сенсор 18, вбудований в роз'єм змінного інструмента та з'єднаний з одним із входів мікропроцесора 1, який вимірює та контролює зміну температури поверхні біоструктури, що дозволяє більш точно оцінити рівень впливу лазерного випромінювання на біологічні тканини пацієнтів.

Оптичний роз'єм 8 служить для адаптивної передачі лазерного випромінювання потужністю до 30 Вт від оптичного блока 2 по оптоволокну 9 діаметром 200 мкм до змінного волоконного інструмента 10 діаметром не менше 400 мкм при мінімальній втраті потужності. Оптоволокну 9 оснащено відведенням 11, за допомогою якого здійснюється комутування з перетворювачем 12, вимірювання потужності лазерного випромінювання.

У основі кінцевого перетворювача 12 з дифузійним відображенням стінок змонтовані цанговий затискач 13 для кріплення оптоволокну 9, або його відводу 11, а також фотодіод 14 (приймач), закріплений в тримачі 15.

Фотодіод 14 з'єднаний з одним із входів мікропроцесора 1, який пов'язаний з блоком 16 індикації (дисплей) і блоком 17 ручного управління.

Функціонує запропонований лазерний медичний апарат наступним чином.

Після включення блока 3 живлення з блока 17 проводять установку необхідних режимів і параметрів випромінювання. При цьому в пристрої налаштовуються: конкретні значення потужності робочого лазерного випромінювання, потужності пілотного лазера, безперервний/імпульсний режим робочого випромінювання, параметри імпульсів. Для наведення робочого лазерного випромінювання на оброблювану область біотканини застосовується малопотужний прицільний лазер з довжиною хвилі 0,53 мкм. Зелене випромінювання прицільного лазера поширюється по оптоволокну 9 так само, як і невидиме інфрачервоне випромінювання, при цьому розмір і форма плями збігаються. Оскільки пристрій має випромінювач 4 видимого діапазону довжини хвилі, то проведення лікувальної процедури інфрачервоним випромінювачем 5 супроводжується візуалізацією зони впливу випромінюванням з довжиною хвилі 0,97-1,06 мкм.

Крім цього оскільки лазерне опромінення у видимому діапазоні довжин хвиль саме по собі надає лікувальну дію, то процедура проводиться відразу на двох довжинах хвиль при різних параметрах випромінювання в інфрачервоному та видимому діапазонах, що розширює технологічні можливості і ефективність впливу на біотканини.

Генерується кожним лазерним випромінювачем 4, 5 випромінювання за допомогою волоконнооптичного перетворювача 7 зводиться воєдино в загальне оптоволокну 9 і далі - в інструмент 10.

При цьому через відвід 11 випромінювання подається в перетворювач 12, в якому за допомогою фотодіода 14 вимірюються параметри потужності, та їх значення відображаються на дисплеї 16 мікропроцесора 1.

За результатами вимірювання значень потужності лазерного випромінювання у відводі 11 і вимірювання параметрів температури поверхні біологічної тканини температурним сенсором 18 здійснюють непрямий контроль впливу лазерного випромінювання інструментом 10 і активно (під час проведення опромінення) змінюють значення параметрів лазерного випромінювання до заданої шкали номіналів за допомогою блока 17 вручну.

Для міжопераційного налаштування значення параметрів потужності лазерного випромінювання інструментом 10 безпосередньо в біотканину і контролю цілісності оптоволокну 9 останнє замість відведення 11 встановлюють в затискач 13 перетворювача 12, вимірюючи тим самим за допомогою фотодіода 15 дійсне значення параметрів випромінюваної енергії інструментом 10 під час лікування і регулювання значення параметрів потужності.

Вплив на біотканину в роботі пристрою здійснюється або дистанційно через інструмент 10, або при безпосередньому контакті оптоволокну 9 з біотканиною, коли вплив здійснюється не тільки випромінюванням, а й термальним кінцем оптоволокну 9, що неминуче призводить до його обгорання і зниження інтенсивності світлового потоку.

Температурний сенсор 18 вбудований в роз'єм змінного інструмента і вимірює значення параметрів температури поверхні біологічної тканини в момент проведення лазерного впливу і відображає дані на блоці індикації 16, що дозволяє оператору підбирати і встановлювати необхідний рівень потужності за допомогою блока 17 вручну.

Конструктивно температурний сенсор 18 (фіг. 2) включає комплект високопрецизійних волоконно-оптичних термодатчиків 19, закріплених в кінцевій частині оптоволокну 9 в торцевій і поперечній площинах з можливістю кутового переміщення, а також вбудовані в роз'єм наконечника змінного інструмента 20 закріпленні в порожнинній стандартній голці 21 і з'єднані з мікропроцесором 1.

Оптоволокну 9 з можливістю поздовжнього і кутового переміщення встановлене в похилих до периферії під кутом 30° каналах 22, розподілених на наконечнику 20.

По центру голки 21 в скрізному отворі наконечника 20, з можливістю відносного поздовжнього переміщення, змонтований ендоскоп 23 і лазер 24.

З міркування безпеки лазер 24 знаходиться не безпосередньо в контакті з шкірою, а на певній відстані за рахунок висунених вперед термодатчиків 19, що зменшує ризик перегріву біотканини та забезпечує об'єктивний контроль теплового поля зони дії випромінювання.

Таким чином, запропонований апарат, дозволяє точно і інформативно оцінити температуру поверхні біологічної тканини, а також отримувати об'ємну температурну картину зони дії лазерного випромінювання.

Корисна модель дозволяє суттєво розширити технологічні можливості оперативного впливу на біологічні тканини пацієнтів та підвищити об'єктивність і точність контролю і ефективність терапевтичного та оперативного впливу на біологічні тканини пацієнтів з значним підвищенням функціональної надійності пристрою в цілому.

ФОРМУЛА КОРИСНОЇ МОДЕЛІ

Лазерний медичний апарат, що має зв'язані між собою мікропроцесор керування, з'єднаний з перетворювачем, і оптичний блок, що має два випромінювачі, що генерують лазерне випромінювання відповідно в видимому і інфрачервоному діапазонах оптичного спектра, до дистального торця загального оптоволокна під'єднаний змінний інструмент з температурним сенсором, при цьому мікропроцесор оснащений блоками індикації і ручного регулювання, а перетворювач підключений до оптоволокна і виконаний у вигляді конічного розсіювача з дифузним відображенням стінок, який комутується з мікропроцесором за допомогою вбудованого в основу фотодіода, який **відрізняється** тим, що температурний сенсор містить температурні датчики, закріплені в кінцевій частині оптоволокна в поперечній площині з можливістю кутового переміщення і вбудовані в роз'єм змінного інструмента та з'єднані з мікропроцесором.

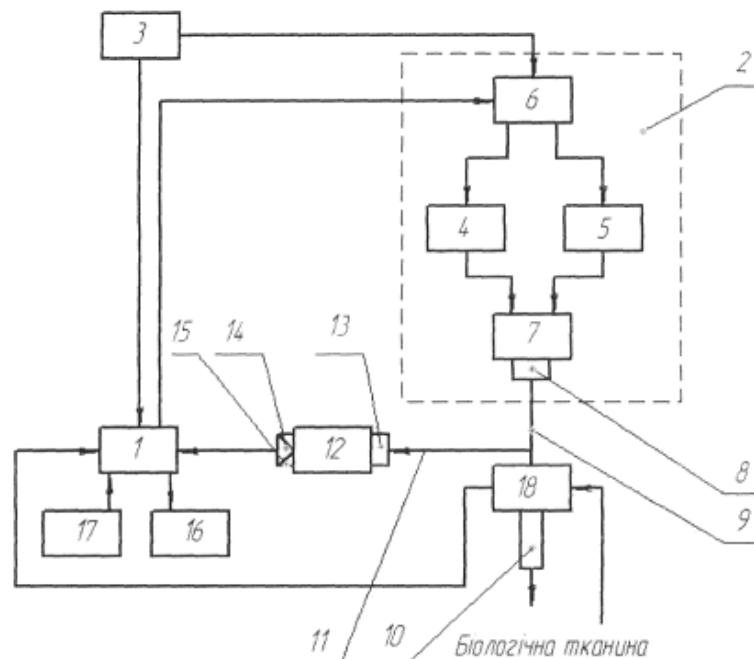


Fig. 1

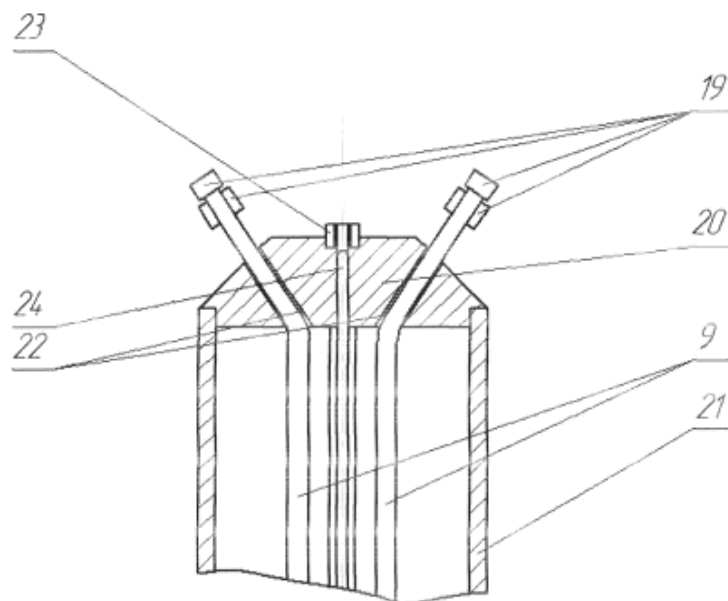


Fig.2

Комп'ютерна верстка М. Шамоніна

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