



УКРАЇНА

(19) UA (11) 26281 (13) U

(51) МПК (2006)

G01N 21/00

G01J 3/00

G01N 33/48

G01N 33/50

A61B 5/00

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ
І НАУКИ УКРАЇНИДЕРЖАВНИЙ ДЕПАРТАМЕНТ
ІНТЕЛЕКТУАЛЬНОЇ
ВЛАСНОСТІОПИС
ДО ПАТЕНТУ
НА КОРИСНУ МОДЕЛЬвидається під
відповідальність
власника
патенту

(54) СПОСІБ ДІАГНОСТИКИ БІОЛОГІЧНОЇ ТКАНИНИ, ПЕРЕВАЖНО ПУХЛИНИ ГОЛОВНОГО МОЗКУ

1

(21) u200705336

(22) 15.05.2007

(24) 10.09.2007

(46) 10.09.2007, Бюл. № 14, 2007 р.

(72) Сальков Микола Миколайович, Прокоф'єв
Тихон Анатолійович(73) Сальков Микола Миколайович, Прокоф'єв
Тихон Анатолійович

(57) 1. Спосіб діагностики біологічної тканини, переважно пухлини головного мозку, що включає флуоресцентне збудження тканин в режимі оптимального фокусування зі зміною діапазону збудження, сканування спектра їх флуоресцентного збудження, реєстрацію тривалості збудження тканин, інтенсивностей світіння та післясвітіння, верифікацію зареєстрованих параметрів досліджуваних та еталонованих тканин і формування висновку, який **відрізняється** тим, що додатково під час операції відбирають проби тканин шляхом біопсії, розміщують їх у кварцові пробірки з розчином формаліну, сканують перифокальні ділянки мозку після їх флуоресцентного збудження, реєструють інтенсивність поглинання спектральних ліній тканинами, довжини хвиль випромінюваних спектральних ліній за допомогою монохроматора, в режимі підрахунку фотонів, або фоточутливою напівпровідниковою матрицею, з можливістю нарошування числа фоточутливих комірок, в режимі реєстрації інтенсивності всього спектра або його окремих ділянок, вводять в ЕОМ параметри тривалості збудження, інтенсивності світіння та післясвітіння тканин, поглинання спектральних ліній, довжини хвиль випромінюваних спектральних ліній, здійснюють верифікацію параметрів досліджуваних та еталонованих тканин, визначають хімічний склад тканин шляхом зіставлення довжин

2

хвиль випромінюваних спектральних ліній і хімічних елементів таблиці, структуру й тип білкового компонента тканин, на основі ідентифікації тривалості збудження, інтенсивності світіння та післясвітіння досліджуваних і еталонованих тканин, вміст хімічних елементів білкового компонента тканин по зміні інтенсивності поглинання спектральних ліній, розміри та локалізацію пухлини за даними сканування, а як параметри еталонованих тканин залучають спектрограми, характерні щонайменше для гліобластоми, астроцити, олігодендрогліоми, гемангіобластоми, менінгіосаркоми, менінгіоми, анапластичної менінгіоми, епендимоми, невриноми і нормальної тканини.

2. Спосіб за п. 1, який **відрізняється** тим, що флуоресцентне збудження тканин здійснюють гелій-кадмієвим або імпульсно-азотним лазером, на довжинах хвиль випромінювання 325, 441 нм або 337 нм, відповідно.

3. Спосіб за п. 1, який **відрізняється** тим, що потужність флуоресцентного збудження становить принаймні 0,4 мВт.

4. Спосіб за п. 1, який **відрізняється** тим, що сканування сполучають із флуоресцентним збудженням досліджуваної тканини в режимі оптимального дозволу.

5. Спосіб за п. 1, який **відрізняється** тим, що зміну діапазону збудження досягають шляхом перекомутації дугових ламп ДРГС-1200, ДРШ-500, ДКсШ-1200, ДКЕСЛ-1000, джерел азотного, гелій-кадмієвого лазерного випромінювання, що характеризуються різними довжинами хвильового випромінювання.

6. Спосіб за п. 1, який **відрізняється** тим, що реєстрацію слабких сигналів здійснюють в режимі підрахунку фотонів.

Корисна модель відноситься до медицини, а саме, до досліджень або аналізу матеріалів за

допомогою оптичних засобів, здебільше до використання систем, в яких збуджується досліджува-

(13) U

(11) 26281

(19) UA

ний матеріал, а відтак випромінює світло чи змінює довжину хвилі падаючого світла, наприклад, флуоресценції, до спектрометрії, спектрофотометрії, сфери використання монохроматорів та одержання спектрів, до вимірів інтенсивності спектральних ліній або досліджень спектральних смуг у певній послідовності за допомогою детектора випромінювань, до досліджень чи аналізу матеріалів, здебільше, біологічних, до визначення, вимірів або реєстрації показників з діагностичною ціллю і призначена для коригування тактики спеціального лікування в онкології, неврології і використання в патологічній анатомії.

Головну проблему лікування ракових захворювань складають труднощі, які зв'язуються з повним видаленням первинної пухлини в межах здорових тканин і виключенням її онкологічної активності, що зумовлена дисемінацією пухлинних клітин. При цьому надійність радикального видалення пухлини, особливо внутрішньомозкової, становить одну з проблем у сучасній онкології, а істотним резервом її підвищення є одержання уявлень, щодо відносного вмісту білкового компонента, кваліфікація типу злоякісного новоутвору та гістологічної структури ураженої тканини.

Відомий спосіб діагностики пухлини, що включає УЗ сканування ураженого органа в горизонтальній і сагітальній площинах, візуалізацію характеру випинання новоутворів у внутрішній контур органа, оцінку глибини його поразки й ідентифікацію пухлини, переважно, по округлості форм і ступені перетинання контуру ураженого органа [1]. Даний спосіб дозволяє з'ясувати наявність або відсутність новоутвору на досліджуваній ділянці. Однак, плескуваті пухлини, що простираються уздовж поверхонь стінок ураженого органа, які не мають значного структурного стовщення, розпізнаються з певними труднощами. По цій же причині утруднене й визначення локалізації пухлини. Іншим недоліком відомого способу є низька відтворюваність одержуваних топографічних зображень, що погіршує контроль, впевненість у надійній радикалізації пухлини, особливо внутрішньомозкової, та вибір оптимальних шляхів хірургічного втручання.

З досліджуваного рівня техніки відомий спосіб ранньої діагностики рака досліджуваного органа, що включає відбір зразків тканини з хірургічного краю в період операції або шляхом біопсії, гістологічне дослідження зразків за рядом параметрів, їх верифікацію за формою випромінювання морфологічно підтверджених зразків у базі даних, і постановку діагнозу на основі їх морфологічної подібності. При цьому як визначальні параметри використовують площі ядер білкового компонента, оптичну щільність нуклеїнових кислот і дисперсність оптичної щільності в клітинних ядрах, а морфологічне диференціювання подібності здійснюють за доброякісною гіперплазією без ознак злоякісного росту, доброякісною гіперплазією з мікрофокусами раку, доброякісною гіперплазією з великими полями росту злоякісної пухлини та 100% раку [2]. Використане гістологічне дослідження усуває багато з вищезазначених недоліків за рахунок визначення змін станів клітинних ядер, які виникають під впливом дисгормональних пору-

шень, місцевого імунітету, спадкоємної схильності та інших факторів, оскільки зазначені трансформації характерні для будь-яких кліток ураженого органа та супроводжуються зміною площин клітинних ядер, оптичної щільності нуклеїнових кислот і дисперсності їхніх ядер при яких з'являються перші мікрофокуси раку. Ефективність способу відзначалась вже ранніх на етапах діагностики пухлинних новоутворів, що дозволяло визначати наявність пухлини поблизу досліджуваних ділянок або наявність передпухлинних процесів, незалежно від потрапляння пухлинних клітин у досліджувану тканину. Але застосування методики на ранніх стадіях розвитку рака часто утруднено через невеликі розміри пухлини, що призводить до спотворення висновків, стримує можливість визначення локалізації та знижує впевненість у повноті видалення пухлини.

Найбільш близьким за кількістю істотних ознак і технічним результатом до корисної моделі що заявляється, є спосіб діагностики біологічної тканини, що включає флуоресцентне збудження тканин в режимі оптимального фокусування зі зміною діапазону збудження, сканування спектру їх флуоресцентного збудження, реєстрацію тривалості збудження тканин, інтенсивностей світіння та післясвітіння, верифікацію зареєстрованих параметрів досліджуваних та еталонованих тканин і формування висновку. При цьому як джерело збудження залучають галогенну лампу КГМ 9-75, як приймач-аналізатор - фотоелектронний множувач ФЕУ-115 при його орієнтуванні до вісі хвильового потоку флуоресцентного збудження під кутом 90°, а реєстрацію інтенсивності післясвітіння здійснюють за допомогою флуориметра ФЛ-2006. Як модулятор використовують механічний диск із каліброваними отворами, які зумовлюють змінну тривалість світлового й темного періодів, наприклад, по 10 й 6мс, відповідно [3]. У порівнянні з попереднім аналогом, який ґрунтується на гістологічному дослідженні, фотолюмінісцентний шлях дещо покращує ідентифікацію білкового компонента, незалежно від розмірів пухлини, завдяки властивості молодих клітин з різним складом триптофану флуоресцювати інтенсивніше здорових кліток. Практична цінність фотолюмінісцентного шляху дослідження пухлини полягає в отриманні уявлень, щодо залежності деяких фізіологічних реакцій мозкової тканини від довжини хвилі джерела флуоресцентного збудження та відносних змін люмінесцентних спектрів, відповідно до фізіологічних реакцій біологічних тканин. Проте, за результатами ретроспекції даних раніш досліджуваних біоптатів був очевидним надмірний розкид параметрів інтенсивності й тривалості загасання реакції білків, а усереднення їхніх значень призводило до впливу певних похибок на точність кінцевого результату. Крім цього, прототипу бракує можливості визначення типу пухлинної тканини, характеру плину пухлинного процесу, що стримує впевненість у повному видаленні пухлини в інтраопераційних умовах.

В основу дійсної корисної моделі поставлена задача створити спосіб діагностики біологічної тканини, переважно пухлини головного мозку, використання якого дозволило б в інтраопераційних умовах шляхом кількісно-якісного спектрального

аналізу підвищити точність та інформативність дослідження, а відтак і надійність радикального видалення, особливо внутрішньомозкової пухлини при здійсненні.

Поставлена задача вирішується тим, що в способі діагностики біологічної тканини, переважно пухлини головного мозку що включає флуоресцентне збудження тканин в режимі оптимального фокусування зі зміною діапазону збудження, сканування спектру їх флуоресцентного збудження, реєстрацію тривалості збудження тканин, інтенсивностей світіння та післясвітіння, верифікацію зареєстрованих параметрів досліджуваних та еталонованих тканин і формування висновку, відповідно до корисної моделі, додатково під час операції відбирають проби тканин шляхом біопсії, розміщують їх у кварцові пробірки з розчином формаліну, сканують перифокальні ділянки мозку після їх флуоресцентного збудження, реєструють інтенсивність поглинання спектральних ліній тканинами, довжини хвиль випромінюваних спектральних ліній за допомогою монохроматора, в режимі підрахунку фотонів, чи фоточутливою напівпровідниковою матрицею, з можливістю нарощування числа фоточутливих комірок, в режимі реєстрації інтенсивності всього спектра або його окремих ділянок, вводять в ЕОМ параметри тривалості збудження, інтенсивності світіння та післясвітіння тканин, поглинання спектральних ліній, довжини хвиль випромінюваних спектральних ліній, здійснюють верифікацію параметрів досліджуваних та еталонованих тканин, визначають хімічний склад тканин шляхом зіставлення довжин хвиль випромінюваних спектральних ліній і хімічних елементів таблиці, структуру й тип білкового компонента тканин, на основі ідентифікації тривалості збудження, інтенсивності світіння та післясвітіння досліджуваних і еталонованих тканин, вміст хімічних елементів білкового компонента тканин по зміні інтенсивності поглинання спектральних ліній, розміри та локалізацію пухлини за даними сканування, а як параметри еталонованих тканин залучають спектрограми, характерні, щонайменше, для гліобластоми, астроцитом, олігодендрогліом, гемангіобластоми, менингосаркоми, менингіом, анапластичної менингіом, епендіом, невриноми і нормальної тканини; за умов, що флуоресцентне збудження тканин здійснюють гелій-кадмієвим або імпульсно-азотним лазером, на довжинах хвиль випромінювання 325, 441 нм або 337 нм, відповідно; що потужність флуоресцентного збудження становить, принаймні, 0,4 мВт; що сканування сполучають із флуоресцентним збудженням досліджуваної тканини в режимі оптимального дозволу, що зміну діапазону збудження досягають шляхом перекомутації дугових ламп ДРГС-1200, ДРШ-500, ДКСШ-1200, ДКЕСЛ-1000, джерел азотного, гелій-кадмієвого лазерного випромінювання, що характеризуються різними довжинами хвильового випромінювання, що реєстрацію слабких сигналів здійснюють в режимі підрахунку фотонів.

Причинно-наслідковий зв'язок сукупності відмітних ознак дійсної корисної моделі з вищезазначеним технічним результатом полягає в наступному.

Додатковий відбір проб тканин головного мозку, що здійснюється шляхом біопсії під час операції, і поміщення їх у кварцові пробірки з розчином формаліну є потужним резервом збільшення точності та інформативності дослідження, вірогідності діагностичних даних, оскільки являє основу для відтворення клітинного гістологічного та фотолюмінісцентного дослідження у комплексі в умовах нативного стану відібраних біоптатів. Вимірювання і реєстрація довжин хвиль, інтенсивності спектральних ліній випромінювання та інтенсивності їх поглинання тканинами допускає можливість визначення хімічного складу досліджуваної тканини за даними спектрів хвильового випромінювання та поглинання шляхом спектрального аналізу. Разом із цим, сканування спектра шляхом нарощування числа фоточутливих комірок аналізатора розширює оцінні ресурси за рахунок встановлення характеру перебігу пухлинного процесу, типу, розмірів і локалізації пухлинної тканини. При цьому сполучення сканування з флуоресцентним збудженням досліджуваної тканини в режимі оптимального дозволу аналізатора збільшує точність дослідження. Визначення хімічного складу тканин шляхом зіставлення значень довжин хвиль випромінюваних спектральних ліній та хімічних елементів таблиці, а також структури, типу білкового компонента тканини, на основі ідентифікації сигналів поглинання спектральних ліній, інтенсивності світіння та післясвітіння й тривалості збудження досліджуваної тканини з аналогічними сигналами еталонованих тканин, підвищує точність й інформативність дослідження тим, що розширює уявлення про якісні зміни новоутвору. Формування масиву даних еталонованих тканин у вигляді спектрограм, характерних, щонайменше, для гліобластоми, астроцитом, олігодендрогліом, гемангіобластоми, менингосаркоми, менингіом, анапластичної менингіом, епендіом, невриноми і нормальної тканини, визначення шляхом ретроспекції, виключає вплив похибок, які виникають внаслідок надмірного розкиду параметрів інтенсивності й тривалості загасання реакції білків, на точність кінцевого результату, у т.ч. й можливість втрати еталонних властивостей морфологічних зразків, внаслідок їх вицвітання у часі. Резервом збільшення точності технічного результату є ідентифікація параметрів, залучених у вигляді спектрограм, за допомогою ЕОМ, що допускає перспективу вдосконалення еталонованого масиву на основі підтверджених вихідних даних. Інформативність процесу розпізнавання пухлин істотно збільшується з'ясуванням процентного вмісту хімічних елементів білкового компонента по зміні інтенсивності поглинання спектральних ліній, як кількісного компонента, та визначенням розмірів і області її зосередження для наступної констатації характеру перебігу пухлинного процесу. Для забезпечення прийнятної чутливості аналізатора флуоресцентне збудження тканин здійснюють гелій-кадмієвим або імпульсно-азотним лазером на довжинах хвиль випромінювання 325, 441 або 337 нм, відповідно, потужність флуоресцентного збудження доводять, принаймні, до 0,4 мВт, а реєстрацію слабких сигналів проводять в режимі зчитування фотонів. Використання вимірювально-

го комплексу для дослідження спектрів люмінесценції в режимі підрахунку фотонів і зв'язок останнього з ЕОМ, зумовлює реалізацію прийнятної чутливості до флуоресцентної молодих кліток білкового компонента в умовах спектрометрії біоптатів. При цьому оптимізація діапазону вимірів спектрів фотолюмінесценції та збудження тканин, що досягається перекомутацією дугових ламп ДРГС-1200, ДРШ-500, ДКСШ-1200, ДКЕСЛ-1000, джерел азотного, гелій-кадмієвого лазерного випромінювання (з різними довжинами хвильового випромінювання) сприяє визначенню та розрізненню з певною упевненістю спектральних форм гліобластоми, астроцитомі, олігодендрогліоми, гемангіобластоми, ме-нінгосаркоми, менінгіоми, анапластичної менінгіоми, епендімоми, невриноми і нормальної тканини, а відтак розширює інформативність вихідних даних.

На основі порівняння ознак пропонованого способу діагностики біологічної тканини, переважно пухлини головного мозку, і прототипу можливо дійти висновку про те, що кожна з використаних ознак пропонованого рішення задачі є суттєвою, оскільки має зв'язок з переверненням технічного результату, втіленого у підвищення точності та інформативності, а відтак і в покращення надійності радикалізації пухлини, особливо внутрішньомозкової. При цьому сукупність ознак корисної моделі є суттєвою та відповідає критерію «новизна», оскільки, має причинно-наслідковий зв'язок з отриманням вищезазначеного технічного результату і, відповідно, не випливає з досліджуваного рівня техніки явним чином.

На Фіг.1 зображений загальний вигляд аналізатора збудження досліджуваної тканини, на Фіг.2 - зразкова діаграма спектрального аналізу.

Відомості, які підтверджують можливість здійснення способу діагностики біологічної тканини, переважно пухлини головного мозку, з досягненням заявленого технічного результату полягають в наступному.

Для здійснення корисної моделі використовують аналізатор збудження досліджуваної тканини (власного конструювання, Фіг.1), як монохроматор залучають комплексний рахунково-обчислювальний пристрій (КРОП-5, Ленінградського оптико-механічного заводу «ЛОМО»), ЕОМ з відповідним програмним забезпеченням, комплект дугових ламп ДРГС-1200, ДРШ-500, ДКСШ-1200, ДКЕСЛ-1000, джерела азотного, гелій-кадмієвого лазерного випромінювання. Для реєстрації досліджуваних параметрів залучають фотоелектронний множувач для покрокового сканування в режимі підрахунку фотонів (ФЕУ-136 (м. Грозний, СРСР) або фоточутливу напівпровідникову матрицю типу TCD-1205 чи TCD-1304 фірми «Toshiba» (Японія) для випадку однотермінової реєстрації всього спектра.

Аналізатор збудження досліджуваної тканини виконаний у вигляді модуля з комплектом фоточутливих осередків. На зображеннях збоку (а) і зверху (б) показані досліджувана тканина мозку - 1, світловоди 2, 3, фокусуючий утримувач -4, операційний стіл - 5, скануюча рамка - 6, напрямна поздовжнього переміщення - 7, напрямна попе-

речного переміщення - 8, фокусуюча напрямна вертикального й кутового переміщень - 9.

Інтраопераційну діагностику пухлини головного мозку розпочинають з відбору проби тканин головного мозку під час операції шляхом біопсії. Після розміщення проб відібраних тканин у кварцових пробірках з розчином формаліну для збереження їх нативних властивостей, останні піддають флуоресцентному збудженню гелій-кадмієвим лазером, на довжині хвиль випромінювання 325, 441нм, або імпульсно-азотним лазером на довжині хвиль 337нм, в режимі оптимального фокусування в області видимого спектра. При цьому потужність флуоресцентного збудження доводять до 0,4мВт, щонайменше. Зміну діапазонів й довжин хвиль джерела збудження здійснюють перекомутацією дугових ламп ДРГС-1200 (ртутно-гелієвої), ДРК-500 (ртутно-кульової), ДКСК-1200 (ксеноново-кульової), ДКЕСЛ-1000 (ксеноново-еліптичної), які характеризуються різними довжинами хвильового випромінювання. На основі флуоресцентного збудження досліджуваної тканини в режимі оптимального дозволу аналізатора сканують хвильовий спектр поглинання та реєструють інтенсивність спектральних ліній випромінювання за допомогою монохроматора, в режимі підрахунку фотонів, або інтенсивність всього спектру, або його ділянок, за допомогою фоточутливої напівпровідникової матриці. При цьому якість сканування поліпшують нарощуванням числа фоточутливих комірок аналізатора. За допомогою рахунково-обчислювального монохроматора, зв'язаного з ЕОМ, реєструють інтенсивність і довжини хвиль спектральних ліній випромінювання, інтенсивність їх поглинання тканинами, тривалість збудження та післясвітіння. Реєстрацію слабких сигналів здійснюють в режимі підрахунку фотонів. При верифікації зареєстрованих параметрів визначають хімічний склад тканини, по зіставленню значень довжин хвиль випромінюваних спектральних ліній та хімічних елементів таблиці, структуру, тип білкового компонента тканини, на основі ідентифікації сигналів поглинання спектральних ліній, інтенсивності післясвітіння та тривалості збудження досліджуваної тканини з аналогічними сигналами еталонованих тканин, знаходять процентний вміст хімічних елементів білкового компонента, по зміні інтенсивності поглинання спектральних ліній, а за даними сканування визначають розміри та локалізацію пухлини. За допомогою прикладної програми ЕОМ здійснюють верифікацію зареєстрованих параметрів зі спектрограмами еталонованих тканин, визначеними шляхом ретроспекції, характерних, щонайменше, для гліобластоми, астроцитомі, олігодендрогліоми, гемангіобластоми, менінгосаркоми, менінгіоми, анапластичної менінгіоми, епендімоми, невриноми і нормальної тканини і формують діагноз, за даними сканування перифокальних ділянок визначають розміри та локалізацію пухлин. Фінальна морфологічна картина біоптату при розпізнаванні пухлини відбиває характер випромінювання та поглинання люмінесцентних хвиль мітотично тиражованими клітинами білкового компонента, що володіють флуоресценцією та ступінь їхньої активності.

Отже, за рахунок виключення розкиду параметрів інтенсивності й тривалості загасання реакції білків, впливу похибок на вихідні дані, визначення типу пухлини, характеру перебігу пухлинного процесу та його локалізації досягається збільшення точності кінцевого результату на $50 \pm 10\%$, а за рахунок прилучення кількісно-якісної аналітичної основи і розширення спектру оцінних параметрів відібраного біоптату гарантується збільшення інформативності дослідження в інтраопераційних умовах, що підвищує надійність повного вилучення внутрішньомозкової пухлини і покращує вибір оптимальних шляхів хірургічного втручання.

В експерименті був проведений аналіз 107 біопсій різних пухлин головного мозку: астроцитом, гліобластом, олігодендрогліом, гемангіобластом, менінгіом, менінгосарком, анапластичної менінгіоми, епендіоми, невриноми тощо. Для виключення технологічних накладень при реєстрації люмінесцентних сигналів і різного роду помилок проводили контрольні дослідження розчину формаліну та навколишніх ділянок здорової тканини. При зіставленні вихідних даних у 95% випадків був отриманий повний збіг висновків з даними гістологічних досліджень цих же пухлин. Спостерігали відчутні розходження між спектрами здорових і уражених тканин мозку. У 6 випадках після зіставлення фотолюмінесцентних спектрів і результатів гістологічного аналізу морфологічна картина пухлини залишилася розмитою, внаслідок певної присутності невизначених фаз розвитку новотворів або змін мозкової речовини під впливом пухлинної агресії. Це дозволяє припустити, що похибка діагностування стану пухлин головного мозку в інтраопераційних умовах відтворення пропонуваного способу сягає $\pm 0,05\%$.

На зразковій діаграмі спектрального аналізу, що отримана за даними ретроспекції підтверджених результатів (Фіг.2) у виборчому порядку відбиті спектрограми, які є характерними для неврини - 1, формаліну - 2, гліобластоми - 3, менінгосаркоми - 4, менінгіоми - 5 та нормальної тканини мозку - 6.

Як інформує діаграма спектрального аналізу, у залежності від типу пухлини змінюється не лише інтенсивність сигналу, але й флуоресцентна спектральна складова, що дозволяє здійснювати діагностику на 40-60% точніше, ніж за прототипом, в умовах мінімальної потужності збудження (0,4мВт) і прийнятної чутливості аналізатора до реєстрації збудження тканин люмінесцентним опроміненням.

Приклад №1. Хвора Х., 28 років (іст. хвор. №П38), надійшла у відділення нейрохірургії Дніпропетровської клінічної лікарні ім. Мечнікова 09.01.07 зі скаргами на головний біль, періодичне оніміння в лівій руці, нозі, погіршення зору. Вважає себе хворою з червня 2006р. Неврологічно - ясна свідомість. Горизонтальний ністагм. Лівостороння гемігіпестезія. Менінгіальні ознаки відсутні. Правобічна мозочкова атака. При проведенні аксіальної комп'ютерної томографії головного мозку виявлена кистозна пухлина у правій гемісфері мозочка. 10.01.07 хвора була оперована, з приводу видалення кистозної пухлини правої гемісфери мозочка.

В ході операції проводили діагностику солідної частини пухлини головного мозку за умов пропонуваного способу з отриманням спектру фотолюмінесцентного збудження тканин, відібраних шляхом біопсії. Після розміщення тканин у кварцові пробірки з розчином формаліну їх піддавали флуоресцентному збудженню гелій-кадмієвим лазером, на довжині хвиль випромінювання 441нм, в режимі оптимального фокусування в області видимого спектра, з потужністю 0,4мВт. Оптимальні впливові діапазони підбирали шляхом перекомутації дугових ламп ДРГС-1200, ДРШ-500, ДКСШ-1200, ДКЕСЛ-1000. На тлі флуоресцентного збудження тканин сканували хвильовий спектр поглинання при нарощуванні числа фоточутливих осередків аналізатора. За допомогою рахунково-обчислювального монохроматора реєстрували тривалість збудження, післясвітіння, довжини хвиль спектральних ліній випромінювання та інтенсивність їх поглинання тканинами, які подавали на вхід ЕОМ. При верифікації зареєстрованих параметрів визначали хімічний склад тканини, по зіставленню значень довжин хвиль випромінюваних спектральних ліній та хімічних елементів таблиці. На основі ідентифікації сигналів поглинання спектральних ліній, інтенсивності післясвітіння та тривалості збудження досліджуваної тканини і аналогічних сигналів еталонованих тканин виявляли структуру й тип її білкового компонента. Знаходили процентний вміст хімічних елементів білкового компонента по зміні інтенсивності поглинання спектральних ліній. За даними сканування визначали розміри та локалізацію пухлини. За допомогою прикладної програми ЕОМ здійснювали верифікацію зареєстрованих параметрів зі спектрограмами гліобластоми, астроцитом, менінгосарком, менінгіом, анапластичної менінгіоми, епендіоми, невриноми, олігодендрогліом, гемангіобластоми і нормальної тканини. З похибкою $\pm 0,05\%$ діагностували гемангіобластоми, одночасно з'ясовували характер її перебігу, а за даними сканування визначали розміри та локалізацію пухлин для корекції радикального втручання.

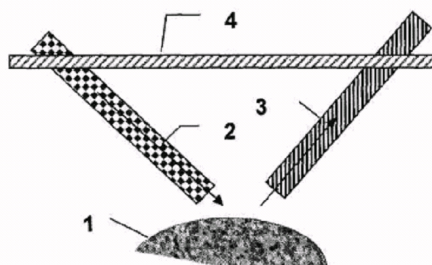
Наданий приклад конкретного використання інформує про можливість відтворення способу в клінічних інтраопераційних умовах з отриманням заявленого технічного результату. Вдосконалювання прототипу дозволяє не лише підвищити точність та інформативність дослідження на основі кількісно-якісного спектрального аналізу для високої надійності радикального видалення внутрішньомозкової пухлини, але й автоматизувати, спростити процес отримання діагностичних висновків, підвищити оперативність розпізнавання та оцінки злоякісних пухлин, ефективність їх висічення без нанесення шкоди здоров'ю. При цьому діагностична цінність пропонуваного способу зв'язується з можливістю його вдосконалення за рахунок уніфікації масиву еталонованих спектрограм в межах підтверджених закладень, що виключає можливість переоцінки (недооцінки) ступеня патоморфозу, а від того відповідає критерію «промислова придатність», що з урахуванням п.2 Ст.7 Закону й вищенаведених доводів дозволяє його кваліфікувати корисною моделлю процесу.

Аналоги:

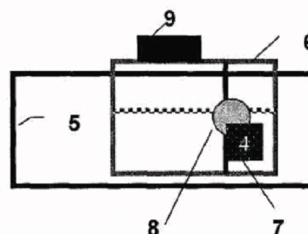
1. Митьков В.В. Клиническое руководство по УЗИ. М.: «Видар», 1996. - Т.1. - 494с.
2. Способ диагностики рака предстательной железы: Пат. 2156461 России, МПК7 G01N 33/48/ Александров В.П., Печерский А.В., Федосе-

нко К.В., Торопов А.В. (Россия). -№ 98119097/14; заявл. 21.10.98; опубл. 20.09.00.

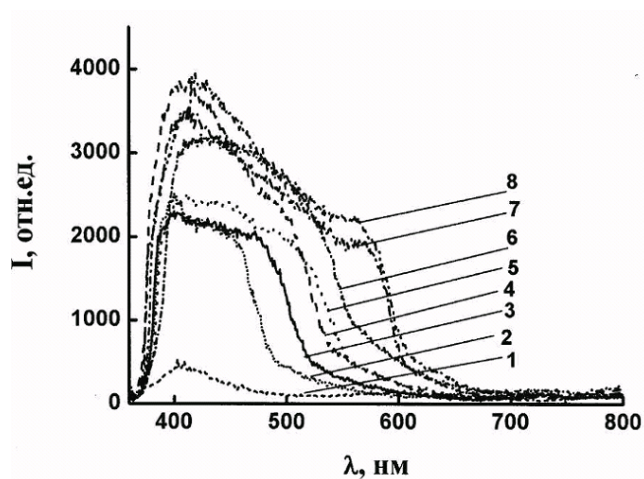
3. Л.В. Левшин, А.М. Салецкий Люминесценция и ее измерения (молекулярная люминесценция). М.: Изд. Московского университета, 1989. - 280с.



Фиг.1



Фиг.2



Фиг.3