



УКРАЇНА

(19) UA

(11) 60326

(13) C2

(51) 7 A61N5/06

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ  
І НАУКИ УКРАЇНИДЕРЖАВНИЙ ДЕПАРТАМЕНТ  
ІНТЕЛЕКТУАЛЬНОЇ  
ВЛАСНОСТІОПИС  
ДО ПАТЕНТУ НА ВІНАХІД

## (54) ЛАЗЕРНИЙ СКАНУЮЧИЙ ОФТАЛЬМОЛОГІЧНИЙ ПРИСТРІЙ

1

2

(21) 99095119

(22) 15 09 1999

(24) 15 10 2003

(46) 15 10 2003, Бюл. № 10, 2003 р.

(72) Сидоров Василь Іванович, Хабалевський Юрій  
Анатолійович(73) Сидоров Василь Іванович, Хабалевський Юрій  
Анатолійович

(56) US 5000751, A1, 19 03 1991

PCT 84/03220, A, 30 08 1984

UA 8235, C1, 29 03 1996

(57) 1 Лазерний скануючий офтальмологічний пристрій, до складу якого входять блок лазерного випромінювача, щільна лампа, оптичний дефлектор, пульт управління, відеомонітор, офтальмологічний стіл, який відрізняється тим, що в нього додатково введені лазерно-оптичний модуль з потужними лазерними випромінювачами та пілотним лазером, встановлений на біноклярному мікроскопі щільної лампи, адаптований до її оптичної системи і підключений до модуля управління, вимірювач енергії та потужності лазерного випромінювання, чутливий елемент якого розміщений в корпусі лазерно-оптичного модуля, мікроманіпулятор точного позиціонування лазерного пучка з емкисним чотирисекторним сферичним датчиком кутового переміщення, елементи якого конструктивно з'єднані з органами управління переміщенням щільної лампи, насадка з оптичною системою для встановлення телекамери, вмонтована перед біноклярним щільною лампи, телекамера, підключена до мікроконтролера модуля управління, оптичний дефлектор та офтальмологічний стіл з механізмом його вертикального переміщення.

2 Пристрій за п. 1, який відрізняється тим, що лазерно-оптичний модуль конструктивно закріплений на біноклярному мікроскопі таким чином, що його оптична вісь суміщена з оптичною віссю об'єктива щільної лампи за допомогою світлоподільної пластини зі спеціальним оптичним покриттям, причому світлоподільна пластинка

встановлена в спільній оправі з формуючим об'єктивом, фокус якого лежить у фокальній площині щільної лампи.

3 Пристрій за п. 1, який відрізняється тим, що вимірювач потужності та енергії лазерного випромінювання має два чутливі елементи - внутрішній, який реагує безпосередньо на випромінювання лазера, та зовнішній, що використовується для контролю фактичної потужності або енергії в фокальній площині щільної лампи.

4 Пристрій за п. 1, який відрізняється тим, що ручка мікроманіпулятора з'єднана з емкисним чотирисекторним сферичним датчиком кутового переміщення, сферична поверхня секторів металізована, сектори нерухомо встановлені в корпусі рукоятки щільної лампи, поверхні секторів та рухомого елемента являють собою чотири конденсатори, значення ємкості котрих змінюється при зміні площі перекриття секторів рухомим сегментом в результаті нахилу ручки мікроманіпулятора.

5 Пристрій за п. 1, який відрізняється тим, що система охолодження YAG лазера містить датчик рівня рідини в системі і виконана замкненою та автономною з можливістю автоматичного регулювання швидкості потоку охолоджуючої рідини в залежності від температури з метою її стабілізації.

6 Пристрій за п. 2, який відрізняється тим, що перед біноклярним мікроскопом в спеціальній оправі встановлені захисні оптичні фільтри з інтерференційним покриттям.

7 Пристрій за п. 1, який відрізняється тим, що оптичний двокоординатний дефлектор виконаний однодзеркальним з електромагнітним приводом і дзеркалом, встановленим в кардановому підвісі, до того ж рухомий вузол виконаний таким чином, що осі обертання оправы та рамки проходять через його центр мас і лежать в площині відбиваючої поверхні дзеркала.

8 Пристрій за п. 7, який відрізняється тим, що дефлектор оснащений оптичними датчиками амплітуди кута відхилення з рухомим та нерухомим растрами і фотодіодами.

Передбачуваний винахід, що описується, належить до медичної техніки, зокрема, до пристроїв

лазерної мікрочірургії і може бути використаний в офтальмології

(13) C2

(11) 60326

(19) UA

Відомий апарат для лазерної хірургії, який містить щільну діафрагму, розташовану між джерелом лазерного випромінювання та зоною ока, що оперується. Недоліками цього пристрою є обмежені функціональні можливості, відсутність оптичних засобів візуального спостереження зони хірургічного втручання.

Відомий також пристрій для управління фотокоагуляцією біологічної тканини. Недоліками пристрою є значні енергетичні втрати лазерного випромінювання в оптичному тракті щільної лампи, відсутність пристрою позиціонування лазерного пучка.

Як прототип обрано лазерний скануючий офтальмологічний пристрій, що містить блок лазерного випромінювача, щільну лампу, оптичний дефлектор, блок управління, монітор, пульт управління, офтальмологічний стіл. До недоліків цього пристрою належать неможливість виконання мікрохірургічного впливу, відсутність вимірювача потужності (енергії) лазерного випромінювання, відсутність пристрою точного позиціонування лазерного пучка, неможливість спостереження зони діагностики та дії лазерним випромінюванням на екрані відеомонітора, неможливість одночасної дії лазерним випромінюванням з різною довжиною хвилі, відсутність можливості проведення діагностики в інфрачервоному діапазоні.

Метою винаходу є забезпечення можливості мікрохірургічного впливу, вимірювання потужності та енергії лазерного випромінювання, здійснення грубого та точного позиціонування лазерного променя, мікрохірургії в ручному та автоматичному режимах, виконання терапії скануючим лазерним випромінюванням з різним спектральним складом, візуалізації інфрачервоного випромінювання при терапії, спостереження зони діагностики та дії лазерним випромінюванням на екрані відеомонітора, виконання діагностики в інфрачервоному діапазоні, отримання електронних фотографій та ведення реєстрації.

Поставлена мета досягається тим, що у пристрій, який містить блок лазерного випромінювача, щільну лампу, оптичний дефлектор, блок управління, монітор, пульт управління, офтальмологічний стіл, додатково уведено лазерно-оптичний модуль з потужними лазерними випромінювачами і пілотним лазером для забезпечення можливості мікрохірургічного впливу, вимірювач потужності та енергії лазерного випромінювання для вимірювання енергетичних параметрів лазерного променя, мікроманіпулятор точного позиціонування лазерного пучка для здійснення плавного переміщення пучка в межах зони хірургічного втручання, насадку з оптичною системою для встановлення телекамери, яка забезпечує можливість візуалізації інфрачервоного випромінювання при терапії, спостереження зони діагностики та мікрохірургічного впливу лазерним випромінюванням на екрані відеомонітора, виконання діагностики в інфрачервоному діапазоні спектру, отримання електронних фотографій та ведення реєстрації і створення бази даних, змінено конструкцію офтальмологічного стола та його механізму вертикального переміщення для розширення функціональних можливостей пристрою і поліпшення його ергономічних

якостей.

Загальний вигляд офтальмологічного скануючого пристрою для лазерної мікрохірургії подано на фіг 1. Оптична схема - на фіг 2. Функціональна схема апарата для лазерної мікрохірургії зображена на фіг 3. Схема мікроманіпулятора позиціонування лазерного пучка виконана на фіг 4. Конструкція оптичного дефлектора показана на фіг 5.

Запропонований офтальмологічний пристрій для лазерної мікрохірургії містить щільну лампу 1, лазерно-оптичний модуль 2, насадку для встановлення телекамери 3, телекамеру 4, відеомонітор 5, пульт управління 6, офтальмологічний стіл 7, механізм вертикального переміщення стола 8, електронний модуль 9, педаль вмикання робочого випромінювача 10, мікроманіпулятор позиціонування лазерного пучка 11.

Перелічені вище вузли та блоки виконані таким чином: на щільній лампі 1 встановлено лазерно-оптичний модуль 2, насадка для встановлення телекамери 3, телекамера 4. Відеомонітор 5, поворотний пульт управління 6 і щільна лампа 1 закріплені на офтальмологічному столі 7. В кожусі офтальмологічного стола розміщені механізм вертикального переміщення 8 та електронний модуль пристрою 9. Педаль вмикання робочого випромінювання підстикована до відповідного роз'єму електронного модуля 9. Вузли та блоки мікроманіпулятора 11 розміщені на щільній лампі та лазерно-оптичному модулі.

До складу лазерно-оптичного модуля входять робочі лазери YAG 12 та напівпровідниковий 13 з колімаційним об'єктивом 14, світлоподільна пластина 15, чутливий елемент 16 вимірювача потужності і енергії, окуляр 17, та об'єктив 18 телескопічної системи, відхиляюче дзеркало 19. До каналу пілотного лазера 20 входять наступні елементи: окуляр 21, об'єктив 22 з відхиляючим дзеркалом 23, діафрагма 24 з чотирма отворами. Світлоподільна пластина 25 встановлена під кутом 45° до осей робочого та пілотного лазерних пучків з можливістю юстування відносно двох взаємноперпендикулярних осей. Дзеркало 26 закріплене в кардановому підвісі двокоординатного оптичного дефлектора. Формуючий об'єктив 27 і світлоподільна пластина 28 встановлені у спільній оправі. Фокус формуючого об'єктива співпадає з фокальною площиною 29 щільної лампи. Призма 30 встановлена на оправі освітлювача 31 щільної лампи. Лазерно-оптичний модуль конструктивно закріплений на біокулярному мікроскопі щільної лампи і його оптична вісь суміщена з оптичною віссю об'єктива 32 щільної лампи за допомогою світлоподільної пластини 28. Насадка для встановлення телевізійної камери розміщена між панкратичною системою 33 щільної лампи та біокулярном 34 і складається з світлоподільної призми-куб 35, об'єктива 36 телекамери, дзеркала 37. ПЗЗ-матриця 38 телекамери знаходиться в фокальній площині об'єктива 37. Перед біокулярном 34 в спеціальній оправі встановлені захисні фільтри 39.

Вимірювач потужності і енергії лазерного випромінювання має два чутливі елементи - внутрішній 16, який реагує безпосередньо на випромінювання лазера та зовнішній 40, який використовується для контролю фактичної потуж-

ності або енергії в фокальній площині щільної лампи

Пульт управління містить органи управління та індикатори, які розміщені на передній панелі і використовуються для введення і контролю робочих параметрів пристрою. Складові частини пульта встановлені в корпусі. Пульт виконаний з можливістю повороту навколо своєї вертикальної осі.

Офтальмологічний стіл 5 є несучою конструкцією, на якій встановлені складові частини пристрою. Механізм вертикального переміщення стола, котрий міститься в телескопічному кожусі, включає привід 41 з вертикальними направляючими, які встановлені на нерухомій частині стола. До рухомої частини стола консольно прикріплена кришка, на якій розташовані щільна лампа та пульт управління пристроєм.

Блоки електронного модуля розміщені в кожусі стола та частково в корпусі пульта управління. Електронний модуль складається з блока живлення 42, модуля управління 43 з мікроконтролером, автономної системи охолодження 44. Модуль управління включає блок управління робочим та потужним лазерами, блок управління оптичним дефлектором, підсилювач 45, систему контролю працездатності, педаль вмикання робочого випромінювання.

Мікроманіпулятор позиціонування лазерного пучка 11 включає ємкісний датчик кутового переміщення 46, ручку 47, підсилювач 45, двокоординатний однодзеркальний дефлектор 48 з дзеркалом 26. До складу оптичного дефлектора входять оправа 49, встановлена на підшипниках в рамці 50. Рамка також закріплена на підшипниках в корпусі 51 дефлектора. Таким чином, дзеркало 26, яке зафіксоване в оправі 49, має можливість двокоординатного відхилення завдяки кардановому підвісу. До того ж рухомий вузол виконаний таким чином, що осі обертання оправы та рамки проходять через його центр мас і лежать в площині відбиваючої поверхні дзеркала. До оправы 49 та рамки 50 знизу вздовж осей обертання наклеєні чотири магніти 52 (по два на кожну координату). Під кожним магнітом співвісно з ним розміщені електромагніти 53, встановлені нерухомо на корпусі 51. Оправа 49 та рамка 50 урівноважені в нейтральному положенні пружинами 54, зв'язаними з корпусом 51 з можливістю регулювання сили натягу. На оправі і рамці встановлені чутливі елементи 55 оптичного датчика зворотнього зв'язку.

Описаний вище офтальмологічний скануючий пристрій для лазерної мікрочірургії функціонує таким чином.

Щільна лампа 1 регулюється по висоті за допомогою механізму вертикального переміщення офтальмологічного стола.

Поворотом ключа, розміщеного в передній панелі пульта управління, подається напруга живлення на всі функціональні модулі мікрочірургічного пристрою. Виконується автоматичне тестування всіх функціональних модулів. Потім на рідкокристалічному індикаторі з'являється напис, який повідомляє про готовність пристрою до роботи або вихід з ладу одного з модулів.

Клавішею, розміщеною в нижній частині корпуса щільної лампи, вмикається лампа освітлю-

вача 31. Світловий пучок призмою 30 спрямовується в фокальну площину щільної лампи. Регулятором виставляється потрібний рівень інтенсивності підсвітки. Бінокулярний мікроскоп щільної лампи позиціонується до появи чіткого зображення структур переднього відділу ока або сітківки (при застосуванні фундус-лінзи або лінзи Гольдмана).

Після виявлення та обстеження патологічної зони проводиться підготовка до дії лазерним випромінюванням. Кнопкою на пульта управління вмикається потужний лазер 20 і регуляторами встановлюється необхідний рівень його потужності. Випромінювання потужного лазера розширюється телескопічною системою 21, 22 з відхиляючим дзеркалом 23, потрапляє на діафрагму 24 з чотирма отворами, а потім відбивається від світлоподільної пластини 25 і потрапляє на дзеркало 26 двокоординатного оптичного дефлектора. Формуючий об'єктив 27 через світлоподільну пластину 28 передає зображення діафрагми в фокальну площину щільної лампи. Чотири плями є своєрідним індикатором фокусування випромінювання робочого лазера, бо оптична система мікрочірургічного пристрою від'юстована таким чином, що коли всі чотири плями сходяться в одну, то пучок випромінювання одного з робочих лазерів є сфокусованим в фокальній площині щільної лампи. Офтальмолог в залежності від виявленої патології за допомогою клавіш пульта управління вибирає режим роботи (лазерна мікрочірургія, фізіотерапія скануючим лазерним випромінюванням, діагностика в інфрачервоному лазерному випромінюванні).

В режимі "лазерна мікрочірургія" необхідно здійснити вибір типу випромінювача (YAG лазер або діодний лазер). Випромінювання робочого лазера вмикається шляхом натискання на педаль 10. Сигнал з модуля управління 43 подається на накопичувач заряду, який віддає високовольтний заряд на імпульсну лампу накачки YAG лазера, в результаті чого генерується імпульс лазерного випромінювання певної енергії. Величина енергії задається офтальмологом попередньо. Випромінювання YAG лазера відбивається світлоподільною пластинкою 15, розширюється телескопічною системою 17, 18 з відхиляючим дзеркалом 19 і потрапляє на світлоподільну пластину 31, де змишується з випромінюванням потужного лазера і далі прямує співвісно з ним до дзеркала 26 оптичного дефлектора. Формуючий об'єктив 27 фокусує лазерне випромінювання в фокальній площині щільної лампи.

Аналогічно пристрій працює при застосуванні лазера 13 з колімаційним об'єктивом 14. Чутливий елемент 16 використовується для реєстрації рівня потужності або енергії в режимі тестування пристрою, а також в процесі роботи. Чутливий елемент 40 дозволяє реєструвати потужність або енергію лазерного випромінювання безпосередньо в фокальній площині щільної лампи перед мікрочірургічним втручанням з метою контролю.

Оптичне покриття світлоподільної пластини 28 дозволяє вести візуальне спостереження за переднім та заднім відділом ока при допомозі бінокулярного мікроскопа з об'єктивом 32, панкратичною системою 33 зміни збільшення та бінокулярно

34

При виконанні лазерних маніпуляцій світлоподільна пластина 28 частково, а фільтри 39 повністю затримують відбите випромінювання робочого лазера, тим самим захищаючи очі офтальмолога.

Точне прицілювання виконується шляхом нахилу ручки маніпулятора 11, яка вмонтована в рукоятку переміщення щільної лампи, що дозволяє однією рукою виконувати одночасно як переміщення лампи, так і сканування лазерного променя в фокальній площині біноклярного мікроскопа. Ручка 47 мікроманіпулятора з'єднана з емкісним чотирисекторним сферичним датчиком кутового переміщення 46. Сферична поверхня секторів металізована. Сектори нерухомо встановлені в корпусі рукоятки щільної лампи і не мають між собою електричного контакту. Функцію рухомого елемента датчика виконує сферичний сегмент ручки 47 мікроманіпулятора. Поверхні секторів та рухомого елемента є концентричними сферами з зазором 0,1–0,2 мм і являють собою чотири конденсатори. В результаті нахилу ручки мікроманіпулятора змінюється площа перекриття секторів рухомих сегментів, що викликає зміну значення ємкості конденсаторів пропорційно зміні кута нахилу ручки 47 мікроманіпулятора. Сигнал датчика кутових переміщень аналізується блоком зворотнього зв'язку і двома незалежними каналами передається на мікроконтролер модуля управління 43, котрий через підсилювач 45 подає керуючі сигнали на оптичний дефлектор 48. В результаті дзеркало 26 оптичного дефлектора відхиляється на кут, пропорційний нахилу ручки 47 мікроманіпулятора у відповідному напрямку.

Таким чином, мікроманіпулятор дозволяє швидко, точно і зручно спрямувати промінь пілотного лазера в необхідний сектор патологічної зони ока.

Оптичний дефлектор являє собою двокоординатний однодзеркальний пристрій управління лазерним пучком у просторі. Дзеркало відхиляється відносно нейтрального положення за допомогою електромагнітного приводу, принципом дії якого є взаємодія змінного електромагнітного поля електромагнітів 53 з постійним магнітним полем магнітів 52, завдяки взаємній орієнтації полюсів постійних магнітів та електрообмоток.

Оптичний дефлектор може виконувати як однокординатне, так і двокоординатне сканування. Лазерний пучок падає на дзеркало оптичного дефлектора під кутом  $45^\circ$ .

Управляючий сигнал подається на кожну пару електрообмоток незалежно.

Оправа 49 та рамка 50 оснащені оптичними растрами датчика амплітуди кута відхилення 55 для визначення кутового положення дзеркала 26 та корекції сигналів управління двокоординатним скануванням. При зворотньо-поступальному русі растрів на фотодіоді датчика виникає синусоїдальний сигнал, число періодів якого за одне відхилення відповідає кутовому положенню дзеркала. Напрямок руху дзеркала визначається за сигналом управляючої електричної напруги, що подається на електромагнітний привід оптичного де-

флектора. Сигнали від фотодіодів через підсилювач поступають на мікроконтролер для порівняння з управляючим сигналом, який подається на оптичний дефлектор. При появі сигналу помилки мікроконтролер формує сигнал корекції, пропорційний сигналу помилки і видає його на відповідний канал електромагнітного приводу оптичного дефлектора.

Завдяки датчику зворотнього зв'язку пристрій може працювати в режимі сканування під час мікрохірургічних маніпуляцій. Параметри сканування задаються з пульта управління. Пристрій працює в автоматичному режимі - лазерний промінь переміщується з заданими дискретом і частотою по заданій траєкторії і в певній зоні.

Пристрій може бути використаний також для терапії лазерним скануючим випромінюванням. Від мікроконтролера модуля управління 43 сигнал через підсилювач 45 двома незалежними каналами подається на електромагнітний привід оптичного дефлектора. Амплітуда і частота сканування - регульовані.

Для терапевтичної дії використовуються діодні лазери 13 і 20.

Конструкція пристрою дозволяє працювати в таких режимах: сканування випромінюванням червоного діодного лазера, сканування випромінюванням інфрачервоного діодного лазера, одночасне сканування випромінюванням обох лазерів з певним співвідношенням їх потужностей. При роботі тільки з інфрачервоним лазерним випромінюванням червоний промінь може бути використаний як пілотний. Крім того можлива візуалізація інфрачервоного випромінювання за допомогою телекамери 4 на екрані відеомонітора 5. Наявність мікроконтролера визначає високу оперативність управління оптичним дефлектором та іншими модулями офтальмологічного пристрою для лазерної мікрохірургії, арифметичну та логічну обробку інформації у відповідності з програмою, яка задає послідовність і тривалість режимів роботи, форму скануючих фігур, траєкторію переміщення лазерного променя.

В усіх режимах роботи пристрою може бути використана відеосистема для візуалізації як зони діагностики та хірургічного втручання, так і інфрачервоного випромінювання в режимі лазерної терапії. Телекамера 4 встановлюється через насадку 3 перед бінокляром 34 щільної лампи. Зображення поверхні переднього або заднього відділів ока з фокальної площини 29 щільної лампи передається об'єктивом 32 через панкратичну систему 33 на світлоподільну призму-куб 35 і фокусується об'єктивом 36 через відхиляюче дзеркало 37 на поверхню ПЗЗ-матриці телекамери. Далі зображення у вигляді телевізійного сигналу передається на екран відеомонітора.

За допомогою телевізійної системи та інфрачервоного лазерного випромінювання можна проводити діагностику очних хвороб в інфрачервоному діапазоні спектра. Мікропроцесор пристрою дозволяє додатково виконувати електронні фотографії патологічних зон ока пацієнта і вести реєстрацію хворих.

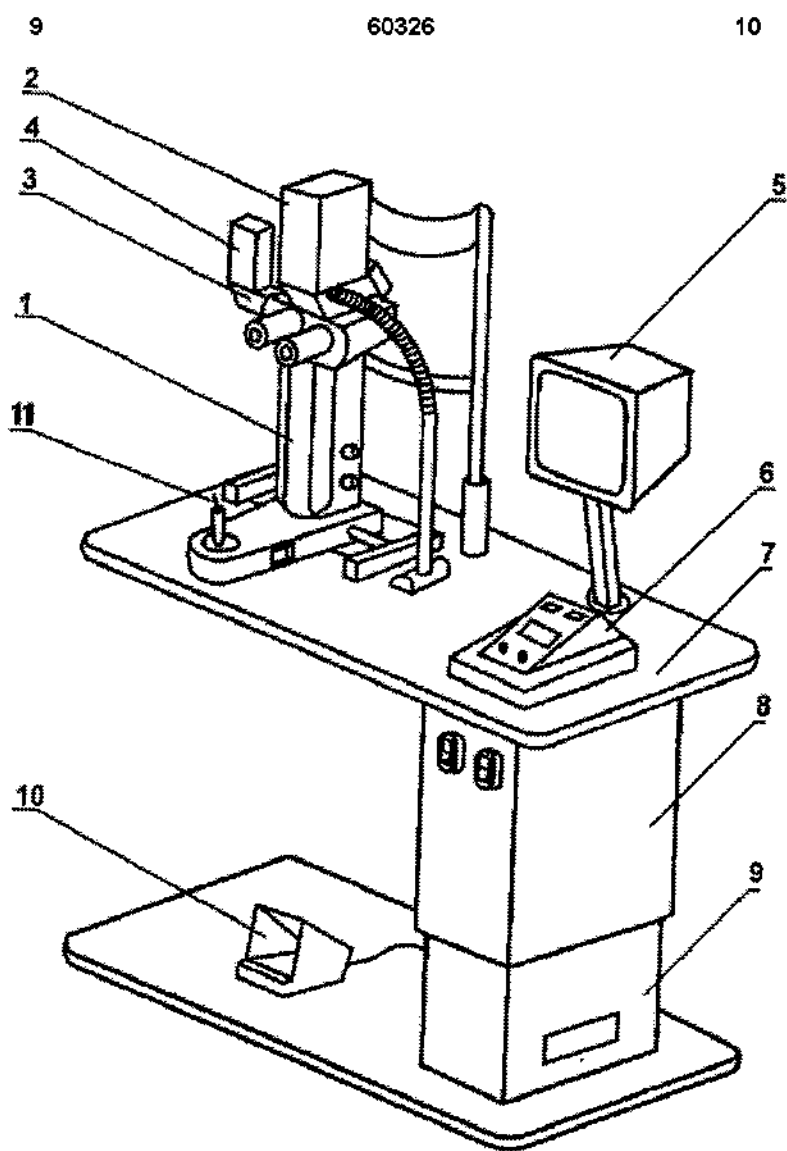


Fig. 1

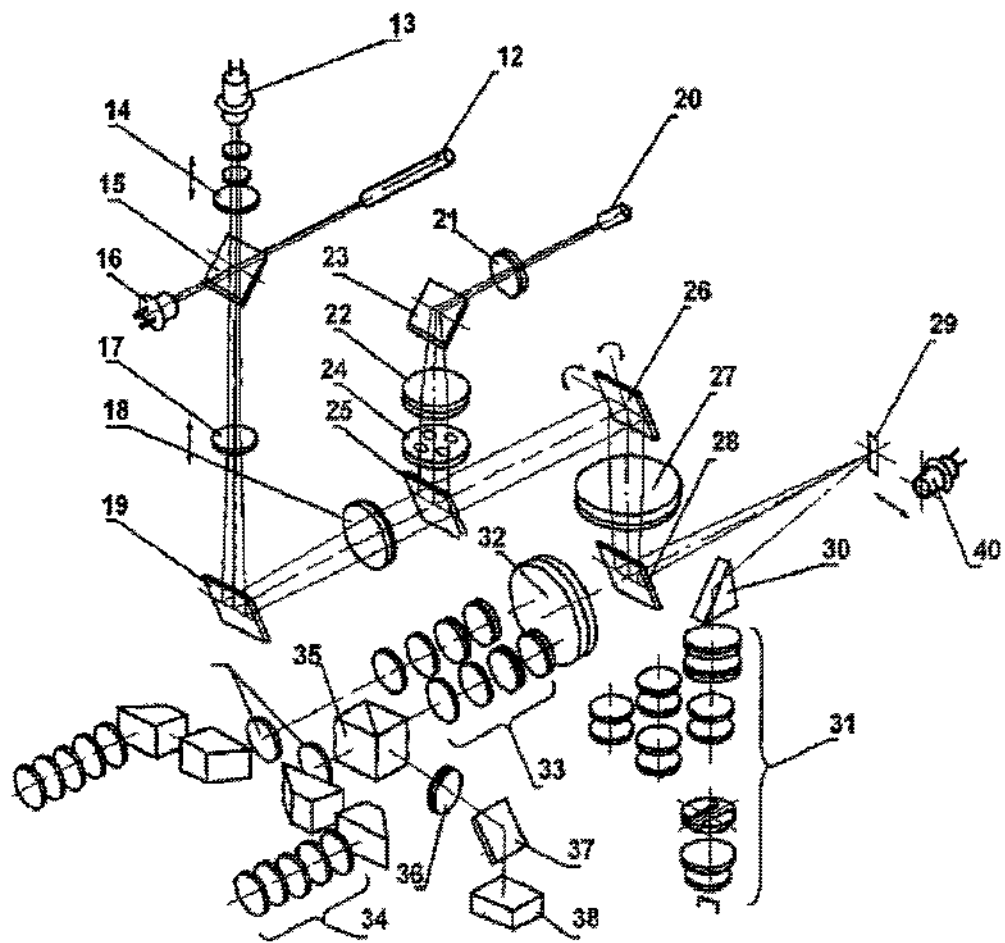
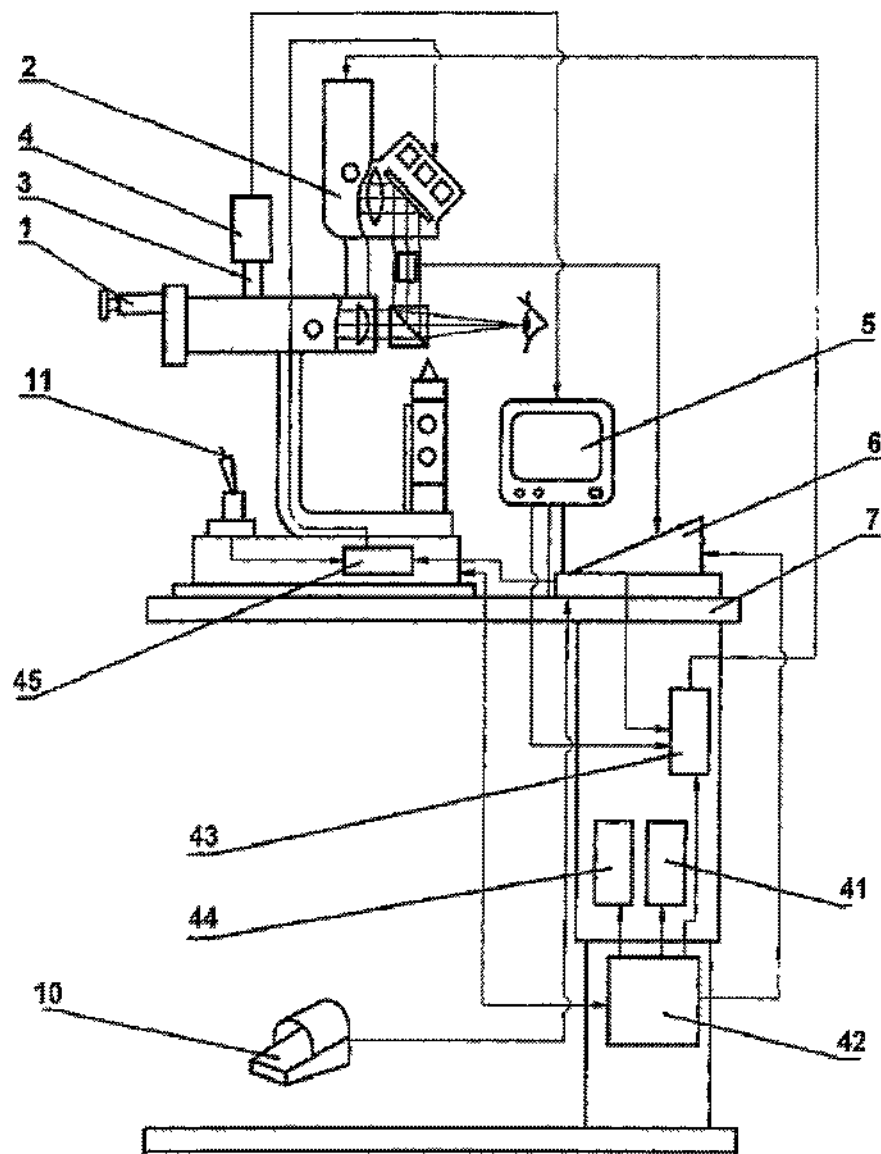
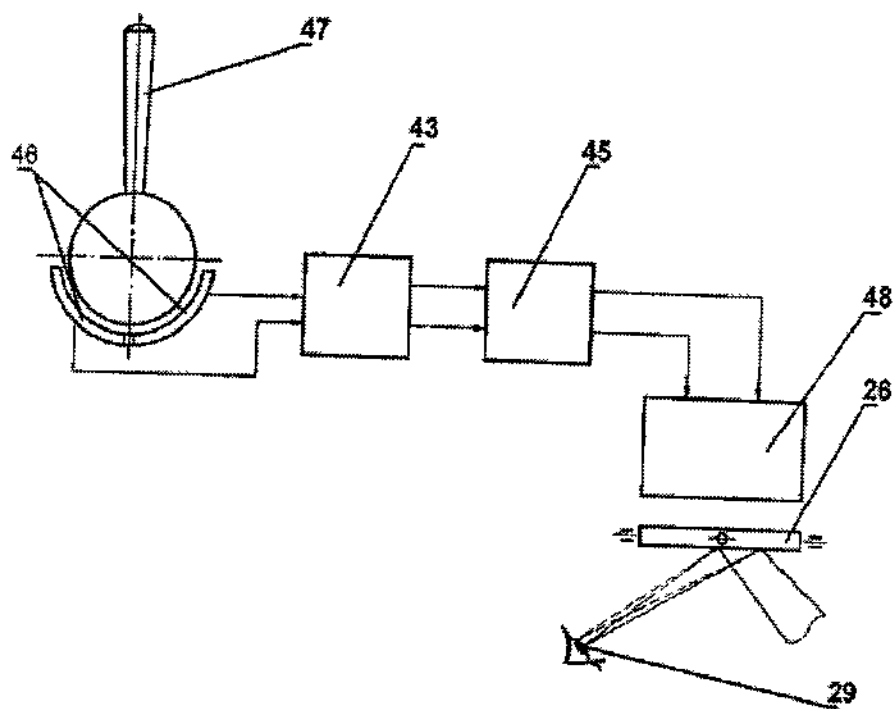
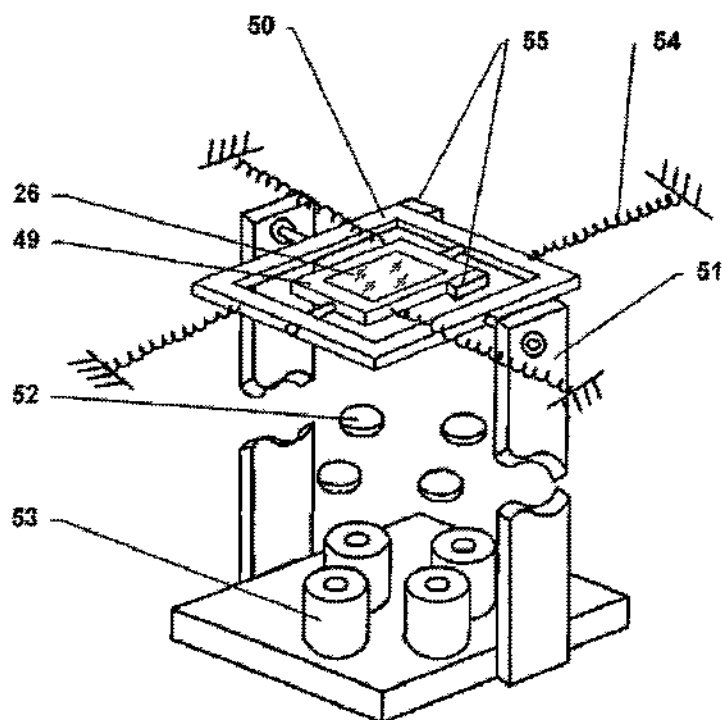


FIG. 2





Фиг. 4



Фиг. 5