



УКРАЇНА

(19) UA (11) 59488 (13) C2
(51) 7 A61B3/00, A61B3/10, A61B3/14МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ
І НАУКИ УКРАЇНИДЕРЖАВНИЙ ДЕПАРТАМЕНТ
ІНТЕЛЕКТУАЛЬНОЇ
ВЛАСНОСТІОПИС
ДО ПАТЕНТУ НА ВИНАХІД(54) СПОСІБ ВИМІРЮВАННЯ ХВИЛЬОВИХ АБЕРАЦІЙ ОКА ТА ПРИСТРІЙ ДЛЯ ЙОГО ЗДІЙСНЕННЯ
(ВАРІАНТИ)

1

(21) 2001106765

(22) 03 10 2001

(24) 15 09 2003

(46) 15 09 2003, Бюл. № 9, 2003 р.

(72) Молебний Василь Васильович

(73) Молебний Василь Васильович

(56) UA 46833, A, 17 08 2002

US 6199986, A, 13 03 2001

(57) 1 Спосіб вимірювання хвильових аберацій ока, оснований на зондуванні ока вузьким пучком лазерного випромінювання, виділенні розсіяної стійкою компоненти з випромінювання, що повертається з ока, розділенні її на субапертури за допомогою матриці співвісних лінз, вимірюванні нахилу хвильового фронту в кожній субапертурі шляхом визначення відхилення положення фокальної плями від оптичної осі лінзи, реконструкції хвильового фронту за виміряними його нахилами в окремих субапертурах й обчисленні аберацій хвильового фронту як коефіцієнтів при поліномах Церніке, що описують його поверхню, який відрізняється тим, що нахили хвильового фронту в субапертурах вимірюють декілька разів зі зміненим при кожному наступному вимірюванні нахилі всього пучка в межах кутової відстані між сусідніми субапертурами, а реконструкцію хвильового фронту виконують за даними, одержаними при всіх кутових положеннях пучка, з урахуванням зміненого нахилу пучка при кожному вимірюванні.

2 Пристрій для вимірювання хвильових аберацій ока, що має в своєму складі канал зондування й вимірювальний канал, які розв'язані між собою поляризаційним розділювачем, та канал позиціонування, орієнтування та задання акомодційного стану ока, причому канал зондування складається з лазера та телескопа-формувача випромінювання, а вимірювальний канал складається з проміжного об'єктива, матриці співвісних лінз, у фокусах яких встановлено матрицю позиційно-чутливих фотоприймачів, з'єднаних з формувачем сигналів, сполученим з комп'ютером, якому надано функції керування пристроєм, реконструкції хвильового фронту та обчислення

2

хвильових аберацій, який відрізняється тим, що до складу вимірювального каналу по ходу випромінювання, що вийшло з ока, між проміжним об'єктивом та матрицею лінз введено блок дозованого нахилу хвильового фронту, причому блок дозованого нахилу хвильового фронту виконано у складі двокоординатного акусто-оптичного дефлектора, телескопа-селектора, драйвера акусто-оптичного дефлектора та синтезатора частот так, що двокоординатний акусто-оптичний дефлектор і телескоп-селектор встановлені послідовно, виходи драйвера з'єднано з акусто-оптичним дефлектором, вихід синтезатора частот з'єднано зі входом драйвера, а його керований вхід сполучено з комп'ютером.

3 Пристрій для вимірювання хвильових аберацій ока, що має в своєму складі канал зондування й вимірювальний канал, які розв'язані між собою поляризаційним розділювачем, та канал позиціонування, орієнтування та задання акомодційного стану ока, причому канал зондування складається з лазера та телескопа-формувача випромінювання, а вимірювальний канал складається з проміжного об'єктива, матриці співвісних лінз, у фокусах яких встановлено матрицю позиційно-чутливих фотоприймачів, з'єднаних з формувачем сигналів, сполученим з комп'ютером, якому надано функції керування пристроєм, реконструкції хвильового фронту та обчислення хвильових аберацій, який відрізняється тим, що до складу каналу зондування після телескопа-формувача введено блок дозованого нахилу хвильового фронту, причому блок дозованого нахилу хвильового фронту виконано у складі двокоординатного акусто-оптичного дефлектора, телескопа-селектора, перетворювача сканування, драйвера акусто-оптичного дефлектора та синтезатора частот так, що двокоординатний акусто-оптичний дефлектор, телескоп-селектор та перетворювач сканування встановлені послідовно, виходи драйвера з'єднано з акусто-оптичним дефлектором, вихід синтезатора частот з'єднано зі входом драйвера, а його керований вхід сполучено з комп'ютером.

(13) C2

(11) 59488

(19) UA

Винахід відноситься до медичної техніки, зокрема до діагностично-вимірювальної техніки рефракційної хірургії, і може бути використаний для оптометричних досліджень зору та для забезпечення високої якості операцій лазерної корекції зору.

Відомі способи та пристрої для дослідження аберацій оптичної системи ока в залежності від просторових знічних координат. Так, в роботі R. H. Webb, et al. *Measurement of ocular local wavefront distortion with a spatially resolved refractometer* Applied Optics 1992, Vol. 31, pp. 3678-3686 описано вимірювання оптичної сили ока в різних точках входної зіниці. Недоліком цієї реалізації принципу Шейнера є те, що в процедурах вимірювання аберацій безпосередню участь приймає сам пацієнт, тобто це вимірювання є суб'єктивним. Воно потребує значних затрат часу, що стомлює пацієнта й веде до низької точності через нестабільність стану акомодатії ока, рухів ока під час вимірювання, тощо.

Відомі також способи та пристрої для об'єктивних вимірювань. В одному з них, описаному, наприклад, в роботі M. Mrochen, et al. *Principles of Tschermer aberrometry* Journal of Refractive Surgery 2000, Vol. 16, pp. 570-571 на сітківку проектується регулярна світлова структура, спотворення якої характеризують абераційні параметри оптичної системи ока. Окрім недоліків технічного характеру (складнощі з ідентифікацією окремих складових спотвореної регулярної світлової структури), цьому способу притаманний принциповий недолік вимірювання розподілу аберацій не є адекватним тому розподілу, який створюється офокусованим пучком променів.

Відомо також застосування скіаскопічного принципу проектування на сітківку набору смужок світла, що рухаються, та прийому на систему фотоприймачів відбитого сітківкою світла, за часовими співвідношеннями в прийнятих імпульсних сигналах визначають характеристики рефракції для різних орієнтацій проекрованої світлової структури (див., наприклад, S. MacRae, et al. *Slit skiascopic-guided ablation using the Nidek laser* Journal of Refractive Surgery 2000, Vol. 16, pp. 576-580). Недоліком способу є складність його реалізації, що потребує великої кількості рухомих механічних вузлів при невисокій роздільній здатності вимірювань.

При рейтрейсинговому вимірюванні рефракційних аберацій, описаному в патентній заявці України (В.В. Молебний та ін. *Вимірювач абераційної рефракції ока* Патент України №46883 М. кл. A61B 3/00, A61B 3/10, A61B 3/14, дата подання 07.10.1998) вхідну апертуру ока сканують вузьким лазерним пучком паралельно до лінії зору пацієнта й послідовно у часі вимірюють координати перетину ним сітківки, й за цими даними реконструюють карту рефракційних похибок.

Для паралельного (в часі) вимірювання хвильових аберацій використовують вимірювання структури хвильового фронту на виході з ока шляхом розділення його на субапертури. Цей спосіб, описаний в патенті D. R. Williams, et al. (*Rapid, automatic measurement of the eye's wave aberration*

US Patent 6199986 Int. Cl. A61B 3/10, 13.03.2001), обрано за прототип. Згідно з цим способом око зондують вузьким пучком лазерного випромінювання, виділяють розсіяну сітківкою компоненту у випромінюванні, що повертається з ока, розділяють її на субапертури за допомогою матриці співвісних лінз, вимірюють нахил хвильового фронту в кожній субапертурі шляхом визначення відхилення положення фокальної плями від оптичної осі лінзи, реконструюють хвильовий фронт за виміряними його нахилами в окремих субапертурах й обчислюють абераци хвильового фронту як коефіцієнти при поліномах Цернике, що описують його поверхню.

Для цього способу характерні складнощі з ідентифікацією фокальних зображень, сформованих всіма субапертурами одночасно. Це призводить до звуження динамічного діапазону вимірюваних аберацій до ± 3 діоптрій, що недостатньо для практичного використання. Розширити його можна було б за рахунок збільшення розмірів субапертур, але при цьому суттєво зменшується просторова роздільна здатність вимірювань. Рівнозначно, збільшення просторової роздільної здатності шляхом збільшення числа аналізуючих субапертур привело б до звуження динамічного діапазону вимірюваних аберацій. Для спрощення будемо обидва ці взаємно залежні прояви визначати як один недолік - вузький динамічний діапазон.

В основу першого винаходу групи поставлено задачу розширення вхідного динамічного діапазону вимірюваних хвильових аберацій ока людини без зменшення кількості аналізуючих субапертур. Поставлену задачу вирішують завдяки тому, що око зондують вузьким пучком лазерного випромінювання, виділяють розсіяну сітківкою компоненту з випромінювання, що повертається з ока, розділяють її на субапертури за допомогою матриці співвісних лінз, вимірюють нахил хвильового фронту в кожній субапертурі шляхом визначення відхилення положення фокальної плями від оптичної осі лінзи, реконструюють хвильовий фронт за виміряними його нахилами в окремих субапертурах й обчислюють абераци хвильового фронту як коефіцієнти при поліномах Цернике, що описують його поверхню, доповнивши цю послідовність операцій тим, що нахили хвильового фронту в субапертурах вимірюють декілька разів зі зміненням при кожному наступному вимірюванні нахили всього пучка в межах кутової відстані між сусідніми субапертурами, а реконструкцію хвильового фронту виконують за даними, одержаними при всіх кутових положеннях йучка, з урахуванням зміненого нахилу пучка при кожному вимірюванні.

Кожне вимірювання при зміненому нахилі хвильового фронту зсуває фокальні зображення в кожній субапертурі, що еквівалентно доданню ще однієї матриці лінз. В результаті за декілька вимірювань одержують дані, що еквівалентні даним, які були б отримані за допомогою матриці лінз з більшим числом субапертур. Таким чином, збираючи широкий динамічний діапазон вимірюваних аберацій, що відповідає вибраній густині субапертур, підвищують просторову роздільну здатність завдяки тому, що для реконструкції хвильового

фронту використовують збільшений в декілька разів набір даних про нахили хвильового фронту, що рівносильно збільшенню числа субапертур в декілька разів

Запропонований спосіб реалізується пристроєм, при побудові якого враховано необхідність виконання ним також функцій позиціонування, орієнтування та задання акомодацийного стану ока, які не є принциповими з точки зору послідовності операцій, але є суттєвими для отримання коректних результатів з допомогою пристрою. Ці складові частини є і в прототипі (див. згаданий вище патент США №6199986, а також роботу R. Applegate, et al Optics of aberroscopy and super vision Journal of Cataract and Refractive Surgery 2001, Vol 27, pp 1093-1107), який має у своєму складі канал зондування й вимірювальний канал, що розв'язані між собою поляризаційним розділювачем, та канал позиціонування, орієнтування та задання акомодацийного стану ока, причому канал зондування складається з лазера та телескопа-формувача випромінювання, а вимірювальний канал складається з проміжного об'єктива, матриці співвісних лінз, у фокусах яких встановлено матрицю позиційно-чутливих фотоприймачів, з'єднаних з формувачем сигналів, сполученим з комп'ютером, якому надано функції керування пристроєм, реконструкції хвильового фронту та обчислення хвильових абераций

Недоліком прототипу є неможливість розширення динамічного діапазону вимірюваних абераций, наприклад, за рахунок збільшення розмірів аналізуючих апертур без зниження просторової роздільної здатності

В основу винаходу для здійснення запропонованого способу поставлено задачу створення пристрою, який завдяки введенню в нього додаткових компонентів та зв'язків дозволяє розширити динамічний діапазон вимірюваних хвильових абераций. Ця задача рішається двома варіантами пристроїв

В першому варіанті у пристрій для вимірювання хвильових абераций ока, що має в своєму складі канал зондування й вимірювальний канал, які розв'язані між собою поляризаційним розділювачем, та канал позиціонування, орієнтування та задання акомодацийного стану ока, причому канал зондування складається з лазера та телескопа-формувача випромінювання, а вимірювальний канал складається з проміжного об'єктива, матриці співвісних лінз, у фокусах яких встановлено матрицю позиційно-чутливих фотоприймачів, з'єднаних з формувачем сигналів, сполученим з комп'ютером, якому надано функції керування пристроєм, реконструкції хвильового фронту та обчислення хвильових абераций, введено блок дозованого нахилу хвильового фронту. Його встановлено у вимірювальному каналі по ходу випромінювання, що вийшло з ока, між проміжним об'єктивом та матрицею лінз, причому блок дозованого нахилу хвильового фронту виконано у складі двокоординатного акусто-оптичного дефлектора, телескопа-селектора, драйвера акусто-оптичного дефлектора та синтезатора частот так, що двокоординатний акусто-оптичний дефлектор і телескоп-селектор встановлені послідовно, виходи драйвера з'єднано з акусто-оптичним дефлектором, вихід синтезато-

ра частот з'єднано зі входом драйвера, а його керований вхід сполучено з комп'ютером

Така побудова пристрою дозволяє за допомогою блока дозованого нахилу хвильового фронту, введенного безпосередньо у вимірювальний канал, змінювати нахили в усіх субапертурах одночасно і зсувати таким чином фокальні зображення в кожній субапертурі на однакову величину, що в результаті еквівалентно накладенню дві декількох лінзових матриць, тобто еквівалентно одержанню даних, що відповідають матриці лінз з більшим числом субапертур

В другому варіанті пристрою, в якому реалізовано запропонований спосіб, управління нахилом хвильового фронту випромінювання, що вийшло з ока, здійснюється опосередковано за рахунок зсуву точки стіквки, на яку падає лазерний промінь і яка є вторинним випромінювачем. Для цього у пристрій для вимірювання хвильових абераций ока, що має в своєму складі канал зондування й вимірювальний канал, які розв'язані між собою поляризаційним розділювачем, та канал позиціонування, орієнтування та задання акомодацийного стану ока, причому канал зондування складається з лазера та телескопа-формувача випромінювання, а вимірювальний канал складається з проміжного об'єктива, матриці співвісних лінз, у фокусах яких встановлено матрицю позиційно-чутливих фотоприймачів, з'єднаних з формувачем сигналів, сполученим з комп'ютером, якому надано функції керування пристроєм, реконструкції хвильового фронту та обчислення хвильових абераций, як і в першому варіанті, введено блок дозованого нахилу хвильового фронту. Але на відміну від першого варіанту, його введено до складу каналу зондування після телескопа-формувача, причому виконано введення блок у складі двокоординатного акусто-оптичного дефлектора, телескопа-селектора, перетворювача сканування, драйвера акусто-оптичного дефлектора та синтезатора частот так, що двокоординатний акусто-оптичний дефлектор, телескоп-селектор та перетворювач сканування встановлені послідовно, виходи драйвера з'єднано з акусто-оптичним дефлектором, вихід синтезатора частот з'єднано зі входом драйвера, а його керований вхід сполучено з комп'ютером

Пристрій за другим варіантом виконано так, що зондуючий промінь завжди входить через одну і ту ж точку розгвкки, незалежно від його нахилу. Нахилений зондуючий промінь проектується на стіквкку зі зсувом, що в результаті дає нахил хвильового фронту вихідного випромінювання. В решті своїх властивостей другий варіант є таким же як і перший, а це значить, що за допомогою блока дозованого нахилу хвильового фронту, введенного в канал зондування, здійснюються нахили хвильового фронту в усіх субапертурах одночасно, даючи зсув фокальних зображень в кожній субапертурі на однакову величину, що в результаті еквівалентно накладенню дві декількох лінзових матриць, тобто еквівалентно одержанню даних, що відповідають матриці лінз з більшим числом субапертур

Завдяки запропонованій побудові пристроїв для вимірювання хвильових абераций ока людини та введенням зв'язкам досягається можливість однозначної ідентифікації набору світлових плям в

площині матриці позиційно-чутливих фотоприймачів, що дозволяє позбавитись суттєвого недоліку - малого динамічного діапазону вимірюваних відхилень хвильового фронту й досягти розширення вхідного динамічного діапазону вимірюваних хвильових аберацій ока людини при даній просторовій роздільній здатності або підвищення просторової роздільної здатності вимірювань при даному динамічному діапазоні вимірюваних хвильових аберацій

Суть винаходу пояснюється кресленнями, що складаються з 27 фігур

Фіг 1 Розділення хвильового фронту на суб-апертури ХФ - хвильовий фронт, МЛ - матриця лінз, МФ - матриця позиційно-чутливих фотоприймачів

Фіг 2 Фронтальний вид матриці лінз МЛ

Фіг 3 Фронтальний вид матриці фотоприймачів МФ

Фіг 4 Світлові плями СП в фокальній площині при плоскому хвильовому фронті

Фіг 5 Проекція світлових плям СП на матрицю позиційно-чутливих фотоприймачів МФ при плоскому хвильовому фронті

Фіг 6 Зображення структури світлових плям СЯ в фокальній площині матриці лінз для пучка лазерного випромінювання, що повернулося з ока при незначних спотвореннях хвильового фронту структурами ока

Фіг 7 Формування матрицею лінз МЛ зображення значно спотвореного хвильового фронту ХФ в площині матриці позиційно-чутливих фотоприймачів МФ

Фіг 8 Зображення структури світлових плям СП в фокальній площині матриці лінз для пучка лазерного випромінювання, що повернулося з ока при значних спотвореннях хвильового фронту структурами ока

Фіг 9 Формування зображення значно спотвореного хвильового фронту ХФ в площині матриці позиційно-чутливих фотоприймачів МФ за допомогою розрідженої структури матриці лінз МЛ розріджена структура починається з закритих ділянок ЗД

Фіг 10 Формування зображення значно спотвореного хвильового фронту ХФ в площині матриці позиційно-чутливих фотоприймачів МФ за допомогою розрідженої структури матриці лінз МЛ розріджена структура починається з відкритих ділянок ВД

Фіг 11 Проекція плоского хвильового фронту ХФ за допомогою розрідженої матриці лінз МЛ (нормальне падіння), непарні промені попадають на закриті ділянки ЗД матриці лінз НТ - непарні точки хвильового фронту, через які проходять непарні промені, ПТ - парні точки хвильового фронту, через які проходять парні промені

Фіг 12 Проекція плоского хвильового фронту ХФ за допомогою розрідженої матриці лінз МЛ (нахилене падіння), непарні промені попадають на відкриті ділянки ВД матриці лінз

Фіг 13 Зображення світлових плям СП у площині матриці позиційно-чутливих фотоприймачів МФ при їх формуванні розрідженою матрицею лінз (трикратне лінійне розрідження) в послідовні моменти часу крок №1 - без додаткового нахилу

хвильового фронту, кроки №2 - 9 - з додатковим нахилом хвильового фронту у напрямках, показаних стрілками

Фіг 14 Зображення світлових плям СЯ, сформованих розрідженою матрицею лінз в послідовні моменти часу на одному й тому ж елементі матриці позиційно-чутливих фотоприймачів (на прикладі квадрантного фотоприймача) крок № 1 - без додаткового нахилу хвильового фронту, кроки № 2 - 9 - з додатковим нахилом хвильового фронту у напрямках, показаних стрілками КФ - елемент матриці позиційно-чутливих фотоприймачів (квадрантний фотоприймач)

Фіг 15 Введення процедури нахилу хвильового фронту в послідовність вимірювальних операцій

Фіг 16 Узагальнений вигляд структури пристрою для здійснення запропонованого способу при введенні блоку дозованого нахилу хвильового фронту в вимірювальний канал (перший варіант)

Фіг 17 Узагальнений вигляд структури пристрою для здійснення запропонованого способу при введенні блоку дозованого нахилу хвильового фронту в канал зондування (другий варіант)

Фіг 18 Функціональна схема пристрою для вимірювання хвильових аберацій ока (перший варіант) та око пацієнта

Фіг 19 Просторовий фільтр-селектор 24 X, Y - осі координат акусто-оптичного дефлектора, X_0 , X_1 , X_2 - нульовий, перший та другий порядки дифракції Бреґа в напрямку осі X на виході акусто-оптичного дефлектора у фокусі лінзи 22, Y_0 , Y_1 , Y_2 - нульовий, перший та другий порядки дифракції Бреґа в напрямку осі Y на виході акусто-оптичного дефлектора у фокусі лінзи 22

Фіг 20 Хід променів через телескоп-селектор першого варіанту пристрою при нормальній орієнтації пучка з виходу акусто-оптичного дефлектора

Фіг 21 Хід променів через телескоп-селектор першого варіанту пристрою при нахиленому (вверх) падінні пучка з виходу акусто-оптичного дефлектора

Фіг 22 Хід променів через телескоп-селектор першого варіанту пристрою при нахиленому (вниз) падінні пучка з виходу акусто-оптичного дефлектора

Фіг 23 Функціональна схема пристрою для вимірювання хвильових аберацій ока (другий варіант) та око пацієнта

Фіг 24 Хід променів через телескоп-селектор та перетворювач сканування (другий варіант пристрою) при нормальній орієнтації лазерного пучка з виходу акусто-оптичного дефлектора

Фіг 25 Хід променів через телескоп-селектор та перетворювач сканування (другий варіант пристрою) при нахиленому (вверх) лазерному пучку з виходу акусто-оптичного дефлектора

Фіг 26 Хід променів через телескоп-селектор та перетворювач сканування (другий варіант пристрою) при нахиленому (вниз) лазерному пучку з виходу акусто-оптичного дефлектора

Фіг 27 Залежність нахилу променя, що виходить з ока, від нахилу зондуемого променя лазера, що спрямовується в око (на прикладі моделі Лістінга) γ_i - зондуєчий промінь, γ_e - центральний промінь випромінювання, що виходить з ока, α_i - кут

падіння зонduючого променя, α_i - кут заломлення променя, що ввійшов у око, α_r - кут виходу з ока центрального променя, А - точка входження в око зонduючого променя (апекс рогики), R - точка перетину сітківки зонduючим променем, N - вузлова точка

Підтвердження можливості здійснення першого з групи винаходів, а саме, способу вимірювання хвильових абераций ока проілюстровано кресленнями фіг 1-15. Розглянемо їх детальніше. Як зазначалося, в око пацієнта спрямовується паралельний пучок світла. Він може бути широким, таким, що займає всю вхідну апертуру ока, або (краще) вузьким, діаметром менше 1 мм, і вводиться в око, як правило, в його осевій зоні. Цей пучок світла фокусується на сітківці, яка слугує розсіювачем світла з індикатрисою, що має дзеркальну компоненту. Світло, яке виходить з ока, розділяють на субапертури з допомогою матриці співвісних лінз МФ (фіг 1), що проєктують розділений на субапертури пучок на матрицю позиційно-чутливих фотоприймачів МФ.

Поперечний перетин (фронтальний вид) матриці співвісних лінз показано на фіг 2. Для повного перекриття перетину променя субапертури можуть мати вигляд шестикутників. При неповному перекритті діаметри лінз можуть бути меншими від відстані між ними. Матрицею позиційно-чутливих фотоприймачів (фіг 3) може бути, наприклад, матриця приладів з зарядовим зв'язком ПЗЗ, що зазвичай використовується в телевізійних камерах. Сукупність матриці співвісних лінз та матриці позиційно-чутливих фотоприймачів називають датчиком Гартмана-Шека.

У випадку еметропічного ока, тобто ока, оптична система якого не має абераций, фронт хвилі, що виходить з ока, буде плоским, і всі елементарні пучки, які проходять через матрицю лінз, сфокусуються на оптичних осях цих лінз (фіг 4), в результаті чого на матриці позиційно-чутливих фотоприймачів МФ відтвориться структура світлових плям СЯ, яка відповідає нульовому нахилу хвильового фронту в кожній точці вихідної апертури ока (фіг 5).

При реалізації цього методу з використанням когерентного світла у фокусах матриці лінз плями матимуть неправильну форму, спотворену спекловою структурою (фіг 6). При незначних аберациях кожен елемент структури плям може бути однозначно ідентифікованим.

Набагато складніша ситуація виникає при дослідженні аметропічного ока з високим рівнем абераций. У цьому випадку фокальні зображення можуть значно зближуватись або навіть перекриватись та заходити одне за одне (фіг 7), так що їх однозначна ідентифікація, як видно з фіг 8, стає неможливою. Можна зменшити кількість елементів матриці так, щоб забезпечити ідентифікацію фокальних зображень, але це призведе до втрати просторової роздільної здатності вимірювань.

Нами пропонується рознести у часі вимірювання в сусідніх точках, тобто створити декілька "розріджених" структур, вимірювання з допомогою яких виконуються не одночасно, а в послідовні моменти часу, а розташування цих вимірювальних структур таке, що при їх накладенні одна на одну

створиться сумарна структура з високою роздільною здатністю.

Цей принцип пояснюється рисунками фіг 9 та фіг 10, де хвильовий фронт проєктується на матрицю позиційно-чутливих фотоприймачів МФ за допомогою матриці лінз МЛ з "розрідженою" структурою, яка має закриті (ЗД) та відкриті (ВД) ділянки.

На першому кроці хвильовий фронт проєктується через матрицю лінз з "парним" розташуванням закритих (ЗД) та відкритих (ВД) ділянок (фіг 9). На наступному кроці (в наступний момент часу) хвильовий фронт проходить через матрицю лінз з "непарним" розташуванням відкритих та закритих ділянок (фіг 10).

Очевидно, що поокремо на першому та другому кроках ці структури працюють як "розріджені", в яких ідентифікуються всі фокальні зображення. Сума ж одержаних результатів відповідатиме структурі з подвоєною густиною матриці лінз. Як буде показано далі, в двовимірному випадку при чотирьох кроках вимірювань це буде еквівалентно збільшенню густини матриці лінз вчетверо.

Операція розділення в часі вимірювань за допомогою розріджених структур, при простому інженерному вирішенні задачі, може бути виконана за допомогою просторового модулятора, який би відкривав та закривав окремі ділянки матриці лінз для створення відповідних розріджених структур. Цей шлях був би громіздким та дорогим, бо потребував би створення просторових модуляторів та лінзово-матричних структур, що відповідали б одній одній з високою точністю.

Нами пропонується зміщення хвильового фронту на кожному кроці вимірювань за допомогою "розрідженої" структури виконувати за рахунок його нахилу. Цей принцип пояснюється рисунками фіг 11 та фіг 12.

В структурі суміжних точок на перетині хвильового фронту ХФ, що підлягає аналізу, позначимо "непарні" (незатушовані) та "парні" (затушовані) точки, через які проходять відповідно непарні та парні промені (пучки). Нехай маємо таку структуру матриці лінз МЗ, яка при нормальній орієнтації хвильового фронту пропускає парні пучки й не пропускає непарні. На матриці фотоприймачів одержимо розріджене фокальне зображення. Нахилимо тепер хвильовий фронт так (фіг 12), щоб через структуру матриці лінз проходили непарні пучки й не пропускались парні. На матриці фотоприймачів одержимо розріджене фокальне зображення, що відповідає зсуву субапертур хвильового фронту на відстань між парними та непарними точками. Інформація про аберации хвильового фронту у всіх субапертурах може бути просумована за даними, одержаними на кожному кроці вимірювань.

Розглянемо дислокацію фокальних плям у площині позиційно-чутливих фотоприймачів (фіг 13). Структуру цих фотоприймачів умовно зобразимо у вигляді пунктирної сітки МФ, а систему фокальних зображень (світлових плям) СП, спроектованих в площину фотоприймачів, зобразимо в перехрестях сітки суцільних ліній. В наведеному на фіг 13 прикладі лінійне розрідження матриці лінз дорівнює трьом.

Вимірювання можуть виконуватись у такому порядку. Перше вимірювання хвильовий фронт випромінювання, що вийшло з ока, проектується без нахилу на матрицю фотоприймачів. Вимірюють розташування всіх фокальних проєкцій. В наступний момент часу друге вимірювання виконують при хвильовому фронті, нахиленому так, щоб матриця фокальних проєкцій змістилась на один вузол (на фіг 13 - вліво). Операції вимірювання при нахиленому хвильовому фронті повторюють поспідовно так, щоб перебрать всі можливі зміщення (у випадку, показаному на фіг 13, це - одне вимірювання без нахилу хвильового фронту і вісім вимірювань при восьми різних нахилах хвильового фронту). Таким чином, за дев'ять вимірювань буде повністю покрита сітка, лінійно втричі гущіша від сітки матриці лінз.

Для пояснення цього принципу на прикладі одного елемента матриці позиційно-чутливих фотоприймачів на фіг 14 вичленено один елемент у вигляді квадрантного фотоприймача КФ й показано всі описані кроки виконання нахилу хвильового фронту, в результаті чого з одного фотоприймача з розносом у часі знімається інформація про спотворення хвильового фронту в дев'яти суміжних вузлах вимірювальної сітки, куди спроектовані світлові плями СП.

Таким чином, у відповідності до запропонованого способу, між процедурами зондування ока лазерним випромінюванням та вимірювання нахилів хвильового фронту в субапертурах вводять процедуру дозованого нахилу хвильового фронту в цілому (фіг 15) й повторюють її декілька разів. Повністю процедура вимірювання аберацій ока матиме таку послідовність. В досліджуване око спрямовують вузький пучок світла, приймають частину випромінювання, розсіяного сітківкою у зворотному напрямку й вимірюють нахили хвильового фронту в субапертурах за допомогою датчика Гартмана-Шека при такому числі субапертур датчика, яке забезпечує однозначність вимірювань в заданому динамічному діапазоні аберацій хвильового фронту. Потім вводять загальний нахил хвильового фронту, однаковий для всього перетину пучка світла, що виходить з ока. Величину нахилу задають в межах кутової відстані між сусідніми субапертурами. Виконують вимірювання нахилів хвильового фронту в субапертурах. Цю операцію повторюють для всіх можливих нахилів, які створюють вимірювальну сітку з заданою густиною. Для створення вимірювальної сітки в n разів більшої лінійної густини потрібно виконати n^2 вимірювань, тобто, для збільшення густини вимірювальної сітки вдвічі, потрібно виконати вимірювання з чотирма різними нахилами хвильового фронту, і т.д.

Запропонований спосіб вимірювання хвильових аберацій ока здійснюється за допомогою пристрою, побудова якого має два варіанти. Узагальнений вигляд структури в обох варіантах представлено на рисунках фіг 16 та фіг 17. Пристрій складається з каналу зондування 1, вимірювального каналу 2 та каналу 3 позиціонування, орієнтації та задання акомодативного стану ока (скорочено канал позиціонування). Призначенням поляризаційного розділювача 4 є розв'язка входу

до ока пацієнта 5 для каналу зондування 1 та виходу з ока для вимірювального каналу 2. Аналогічно, перший світлоподілювач 6 забезпечує сумісне функціонування каналів 2 та 3. Блок дозованого нахилу хвильового фронту 7 у першому варіанті (фіг 16) введено до складу вимірювального каналу 2. В другому варіанті (фіг 17) цей блок введено до складу каналу зондування 1.

Розглянемо детально функціональну схему пристрою для вимірювання хвильових аберацій за першим варіантом (фіг 18). До її складу входять згадані вище зондувальний канал 1, вимірювальний канал 2, канал позиціонування 3, поляризаційний розділювач 4 та перший світлоподілювач 6.

В каналі зондування 1 на виході джерела світла 8 встановлено телескоп-формувавч 9. Як джерело світла використовують зазвичай лазер, що випромінює у ближній інфрачервоній ділянці спектра. Можливо також використання лазера, який випромінює і у видимому діапазоні. Доцільно використовувати напівпровідниковий лазер, але тип лазера не є обмеженням. Перетин пучка випромінювання напівпровідникового лазера має витягнуту форму, тому для надання перетині форми, близької до осесиметричної телескоп-формувавч 9 виконано з циліндричних лінз 10 та 11. Телескоп-формувавч може бути виконаний як за схемою Кеплера, так і за схемою Галілея.

Після телескопа-формувавча встановлено поляризаційний розділювач 4. Лазерне випромінювання спрямовується в око пацієнта 5, основними елементами оптичної системи якого є роївка 12, кришталік 13 та сітківка 14. Поляризаційний розділювач 4 віддзеркалює в напрямку ока одну поляризацію (перпендикулярну до площини рисунка) й пропускає іншу - ортогональну компоненту, що з'являється на виході з ока 5 внаслідок деполяризації випромінювання при розсіянні на сітківці 14.

На виході з ока послідовно встановлено проміжний об'єктив 15, що складається з двох лінз 16 та 17, акусто-оптичний дефлектор 18 з вузлами відхилення 19 по осі X та 20 по осі Y, телескоп-селектор 21 у складі двох лінз 22 і 23 та просторового фільтра-селектора 24, датчик Гартмана-Шека 25, що складається з матриці лінз 26 та матриці позиційно-чутливих фотоприймачів 27 (звичайно це є матриця ПЗЗ). Коефіцієнт збільшення телескопа-селектора 21 у першому варіанті пристрою вибирається близьким до одиниці.

З виходом матриці 27 зв'язаний формувавч сигналів 28, яким може бути стандартна електронна система телевізійної камери або ж спеціальна схема з більш орієнтованим доступом до елементів матриці. Формувач сигналів 28 має двосторонній зв'язок з комп'ютером 29, що має в своєму складі спеціальні плати вводу-виводу інформації для зв'язку з усіма зовнішніми по відношенню до комп'ютера блоками та вузлами. До складу комп'ютера входить також монітор 30. З комп'ютером зв'язаний синтезатор частот 31, на виході якого встановлено драйвер 32, виходи якого підключені до акусто-оптичного дефлектора 18.

Таким чином, до складу вимірювального каналу 2 входять компоненти 15-32, причому компоненти 18-24 та 31, 32 складають блок дозованого нахилу хвильового фронту 7, який введено в вимі-

рювальний канал

Перед оком пацієнта встановлено декілька світлодіодів 33 інфрачервоного діапазону (на рисунку показано два з них 33' і 33'') їх може бути чотири, шість або інша кількість

На шляху випромінювання, що виходить з ока, перед проміжним об'єктивом 15 встановлено перший світлоподілювач 6, а після нього на шляху віддзеркаленого ним світла встановлено другий світлоподілювач 34. По ходу випромінювання, що пройшло через світлоподілювач 34, встановлено об'єктив 35 у складі лінз 36 і 37, телевізійну ПЗЗ матрицю 38, що має чутливість до інфрачервоного випромінювання. З виходом матриці 38 зв'язаний формувач телевізійного сигналу 39, з'єднаний з комп'ютером 29.

Перед відбиваючою поверхнею світлоподілювача 34 послідовно (починаючи з найвіддаленішого елемента) встановлено світлодіод видимого діапазону 40, прозору пластину 41 з нанесеною на неї колімаційною маркою та оптичну систему 42 для регулювання акомодаци ока пацієнта (оптиметр Бадаля), яка складається з панкратичної групи лінз 43, 44. Принаймні одна з лінз встановлена на рухомій основі 45, що механічно пов'язана з блоком електроприводу 46.

Компоненти 33-46 входять до складу каналу 3 позиціонування, орієнтування та задання акомодацийного стану.

Лазер 8 через зв'язок а, світлодіоди 33 через зв'язок б, світлодіод 40 через зв'язок с, блок електроприводу 46 через зв'язок d сполучені з комп'ютером 29.

Описаний пристрій функціонує так. У відповідності до існуючої практики та рекомендацій робочої групи підкомітету Оптичного товариства Америки (A. Bradley, et al. Reference axis selection. A subcommittee report of the OSA working group to establish standards for the measurement and reporting of the optical aberration of the eye. In: Vision Science and Applications. Optical Society of America, Technical Digest, 2000, pp 148-150) спочатку позиціонують та орієнтують око пацієнта таким чином, щоб його лінія зору (line of sight) співпадала з оптичною віссю пристрою. Для цього пацієнт має спрямувати свій погляд на центр колімаційної марки 41, освітленої світлодіодом 40. Потім позиціонують пристрій відносно ока пацієнта так, щоб вісь пристрою пройшла через центр кривини роівки. Індикатором правильного взаємного позиціонування та орієнтації ока і пристрою слугує симетричне розташування рефлексів світлодіодів 33 на екрані монітора 30. Це зображення формується за допомогою телевізійної ПЗЗ матриці 38, формувача телевізійного сигналу 39 та інтерфейсу вводу-виводу (фреймгребера, або захоплювача кадрів), що входить до складу комп'ютера 29.

При перетині апексу роівки оптичною віссю пристрою й співпадинні лінії зору ока з оптичною віссю пристрою поверхня роівки 12, як випукле дзеркало, сформує уявні зображення світлодіодів 33, розташовані симетрично відносно осі симетрії поверхні, їх повторне зображення у робочій площині зображень об'єктива 35 буде теж симетричним по відношенню до оптичної осі приладу.

Безпосередньо перед вимірюванням пацієнт

має змусити око акомодуватись до відстані, виставленої за допомогою оптичної системи 42. Найбільшу частину функцій акомодаци виконує кришталик 13. Найчастіше вимірювання виконують при розслабленій акомодаци кришталика. З цією метою одну з лінз 43 або 44, встановлену на рухомій основі 45, рухають за допомогою блока електроприводу 46 до досягнення нею положення, що відповідає знаходженню колімаційної марки 41 на нескінченності. Для кращого розслаблення можна навіть на мить ще "збільшити" цю відстань (продовжуючи рух лінзи або завдяки миттєвому введенню додаткової лінзи).

Після цих операцій, в яких значну участь приймає оператор, подальше управління процесами вимірювання виконує комп'ютер. Спочатку включається лазер 8.

Лазерний пучок, після телескопа-формувача 9, спрямовується поляризаційним розділювачем 4 в око пацієнта 5. Цей промінь може бути широким або вузьким. Головна вимога до нього - сформувати на сітківці 14 фокальну пляму найменших розмірів. Цього можна досягти за рахунок проходження пучка через ту частину оптичної системи ока, яка має найменші аберації. А це, як правило, центральна частина.

Розсіяне сітківкою випромінювання, що вийшло з ока, після проходження світлоподілювача 6 попадає в проміжний об'єктив 15, основною функцією якого є узгодження площини на виході з ока, в якій мають бути виміряні хвильові аберації, з площиною матриці лінз 27. З виходу проміжного об'єктива 15 пучок світла спрямовується на акусто-оптичний дефлектор 18, що складається з двох кристалів, кожен з яких управляється драйвером 32. Як правило, використовується дифракція Бреґа, при якій орієнтацію вхідної грані задають так, щоб вісь вихідного променя, дифрагованого у перший порядок, співпадала з оптичною віссю пристрою. Цю умову виконують для обох напрямків відхилення. Драйвер 32 управляється від синтезатора частот 31, що в свою чергу управляється комп'ютером 29.

З виходу акусто-оптичного дефлектора 18 випромінювання попадає в телескоп-селектор 21. Через отвір просторового фільтра-селектора 24 проходить тільки випромінювання, дифраговане в перший порядок для обох напрямків відхилення (фиг.19). На цьому рисунку напрямки дифракції позначено через X та Y, а індекси при X, Y означають порядок дифракції. Розмір центрального отвору має бути таким, щоб через нього проходило тільки випромінювання X_1Y_1 для всіх можливих нахилів хвильового фронту випромінювання, що вийшло з ока.

Датчик хвильового фронту 25 у фокальній площині матриці лінз 26 відобразить множини фокальних плям, які сформовані кожною лінзою. Положення цих плям вимірюється за допомогою матриці фотоприймачів 27 і у вигляді цифрового коду, що генерується формувачем сигналів 28, вводиться в комп'ютер 29.

При першому вимірюванні синтезатор 31 видає такі частоти, які відповідають співвісному (оптичній осі) виходу випромінювання з акусто-оптичного дефлектора при співвісному вході в ньо-

го Хід променів через телескоп-селектор 21 та в датчику Гартмана-Шека 25 показано на фіг 20. При другому вимірюванні синтезатором 31 задаються частоти, які відповідають нахилу випромінювання на один крок згущеної вимірювальної сітки (тобто $1/2$, або $1/3$, або $1/4$ і т.д. від "розрідженої" сітки матриці лінз). На фіг 21 показано, як змінюється хід променів через телескоп-селектор 21 та в датчику Гартмана-Шека 25 при нахилі хвильового фронту, що задається акусто-оптичним дефлектором 18. При відхиленні в протилежному напрямку хід променів змінюється (фіг 22).

В наступному вимірюванні нахил хвильового фронту знову змінюють на один крок. Після закінчення всіх кроків вимірювань накопичені в пам'яті комп'ютера дані про положення фокальних зображень використовуються для реконструкції хвильового фронту з більш високою просторовою роздільною здатністю за відомим алгоритмом, описаним, наприклад, в роботі J. Liang, et al. Objective measurement of the wave aberrations of the human eye using a Hartmann-Shack wavefront sensor J. Opt. Soc. Am., 1994, Vol. A 11, pp. 1949-1957.

Функціональна схема пристрою для здійснення запропонованого способу за другим варіантом подана на фіг 23. На відміну від реалізації способу за першим варіантом, блок дозованого нахилу хвильового фронту 7 введено до складу каналу зондування 1 після телескопа-формувача 9, а не до складу вимірювального каналу 2. В сам блок 7 введено додатково перетворювач сканування 47, що складається з двох лінз 48 та 49. Перетворювач сканування 47 встановлено на виході телескопа-селектора 21. Решта складових частин та зв'язки між ними залишена такою ж, як і в першому варіанті пристрою.

Таким чином, у другому варіанті пристрою до складу каналу зондування 1 входять компоненти 8-11, 18-24, 31, 32 та 47-49, при цьому блок дозованого нахилу хвильового фронту складається з компонентів 18-24, 31, 32 та 47-49. До складу вимірювального каналу 2 входять компоненти 15-17 та 25-30. Канал 3 позиціонування, орієнтування та задання акомодативного стану ока має той же склад, що і в першому варіанті пристрою, а саме, до його складу входять компоненти 33-46.

Пристрій за другим варіантом функціонує так. По-перше, первинне орієнтування та позиціонування ока пацієнта, його акомодацию проводять точно так же, як і за першим варіантом пристрою.

Саме вимірювання починається з першого кроку, коли лазерне випромінювання вводиться в око співвісно до лінії зору. При цьому світловий пучок лазера 8 проходить послідовно через телескоп-формував 9, акусто-оптичний дефлектор 18, телескоп-селектор 21, перетворювач сканування 47 та спрямовується в око поляризаційним розділювачем 4. Функцією телескопа-формувача 9 є створення осесиметричного пучка. Акусто-оптичний дефлектор 18 управляється драйвером 32, частоти вихідних управляючих напруг якого задаються синтезатором частот 31, керованим програмне від комп'ютера 29.

На першому кроці вимірювань вісь вихідного променя в першому порядку дифракції співпадає з оптичною віссю пристрою. Функцією просторового

селектора 24 є пропускання випромінювання тільки в першому порядку дифракції для обох напрямків відхилення. На відміну від телескопа-селектора 21 для першого варіанту пристрою його коефіцієнт збільшення вибрано так, щоб на виході мати вузький пучок світла. Практично це означає, що лінза 23 має коротшу фокусну відстань, ніж та ж лінза в першому варіанті.

Перетворювач сканування функціонує так, що пучок, який виходить з центру відхилення лазерного променя на виході телескопа-селектора 21, приходить на роگیвку в точці перетину роگیвки віссю пристрою. Ця умова має виконуватися при всіх орієнтаціях введення лазерного променя в око, для чого передній фокус лінзи 48 суміщають з центром сканування, а задній фокус лінзи 49 має бути суміщений з апексом роگیвки 12.

Функціонування перетворювача сканування проілюстровано рисунками фіг 24-26. На фіг 24 показано хід променів через телескоп-селектор 21 та перетворювач сканування 47 без додаткового нахилу, а на фіг 25 та 26 показано хід променів при нахиленому лазерному пучку з виходу акусто-оптичного дефлектора 18.

Як зазначалось вище, на першому кроці вимірювань лазерний промінь входить в око співпадаючи з віссю пристрою. Частина випромінювання, розсіяного сітківкою, виходить з ока і, пройшовши елементи 4 та 6, попадає на датчик хвильового фронту 25. Його лінзова матриця 26 забезпечує однозначність ідентифікації фокальних зображень в площині матриці фотоприймачів 27 в заданому широкому діапазоні спотворень хвильового фронту.

Сигнали з матриці фотоприймачів 27 зчитуються блоком 28, що формує вхідні дані для комп'ютера 29, в якому виконуються всі математичні операції, необхідні для реконструкції хвильового фронту. На першому кроці вимірювань в пам'ять комп'ютера записуються дані, що відповідають першому положенню фокальних зображень, створених "розрідженою" лінзовою матрицею 26 при нормальному входженні зондуючого лазерного променя в око 5.

На другому кроці вимірювань лазерний промінь спрямовується в око через ту ж саму точку входження (що співпадає з перетином роگیки оптичної віссю пристрою), але будучи нахиленим до оптичної осі. Цей нахил є результатом відхилення лазерного променя акусто-оптичним дефлектором 18 завдяки подачі на нього управляючих напруг з драйвера 32, що мають інші частоти, які генеруються синтезатором частот 31 на другому кроці вимірювань.

Дані про положення фокальних зображень в площині матриці фотоприймачів 27, як і в першому кроці, передаються через блок 28 на комп'ютер 29 та записуються в його пам'ять.

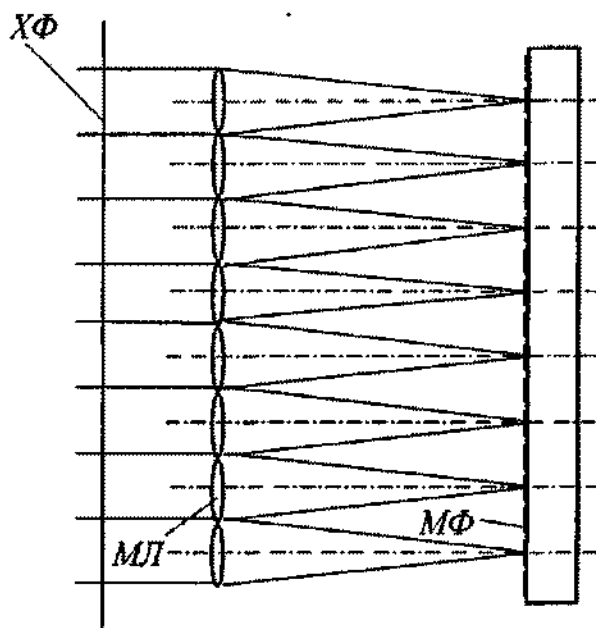
Зміна нахилу хвильового фронту випромінювання, що виходить з ока, пояснюється рисунком фіг 27, на якому представлена спрощена (редукована) модель ока - модель Лістінга.

Якщо вхідний промінь Γ , падає під кутом α_i на око в точці А, що лежить на оптичній осі, то в середовищі ока він продовжить свій шлях під кутом α_i й перетне сітківку в точці R. У зворотному на-

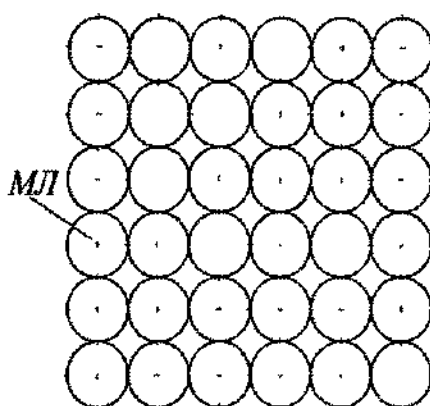
прямку центральний промінь γ_0 розсіяного сітковою випромінювання має пройти через вузлову точку N , що є центром кривини роївки. Він буде нахилений під кутом α_r до оптичної осі. В загальному випадку кут α_r може бути не рівним куту падіння α_i .

Наступний крок вимірювань з подальшою зміною нахилу входження лазерного променя в око аналогічний другому кроку. Покрокові процедури повторюються до тих пір, поки вимірювання будуть виконані для всіх нахилів хвильового фронту, не-

обхідних для заповнення згущеної сітки даних. Так, при лінійному розрідженні матриці лінз в 2 рази необхідно виконати 4 кроки вимірювань, при розрідженні в 3 рази - 9 вимірювань, і т. д. Подальші обчислення хвильового фронту виконують за даними для сукупності всіх нахилів хвильового фронту, які задавались акусто-оптичним дефлектором 18, тобто так само, як би ці обчислення виконувались при вимірюванні зі згущеною вимірювальною сіткою, тобто з більш високою просторовою роздільною здатністю.



Фиг. 1



Фиг. 2

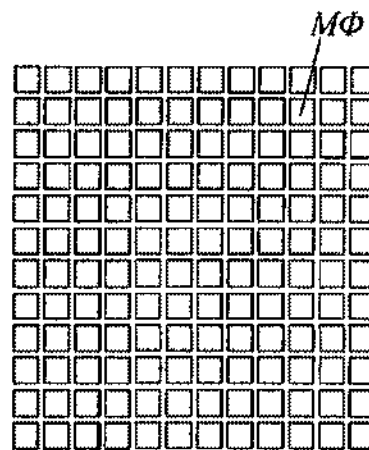


Fig. 3

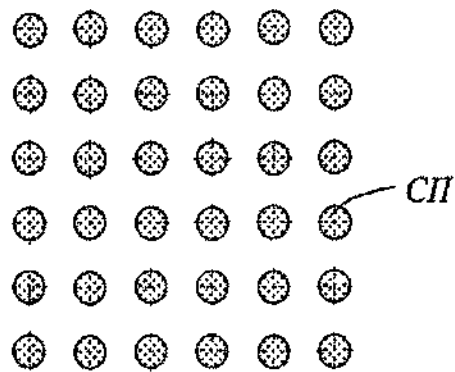


Fig. 4

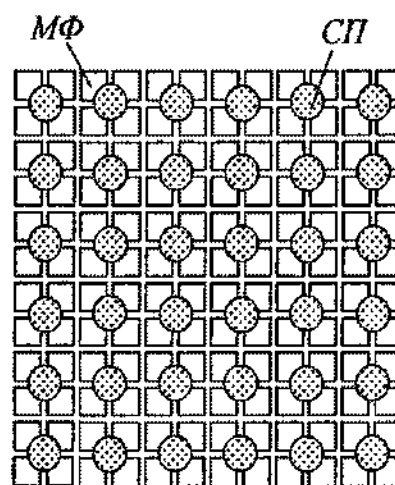


Fig. 5

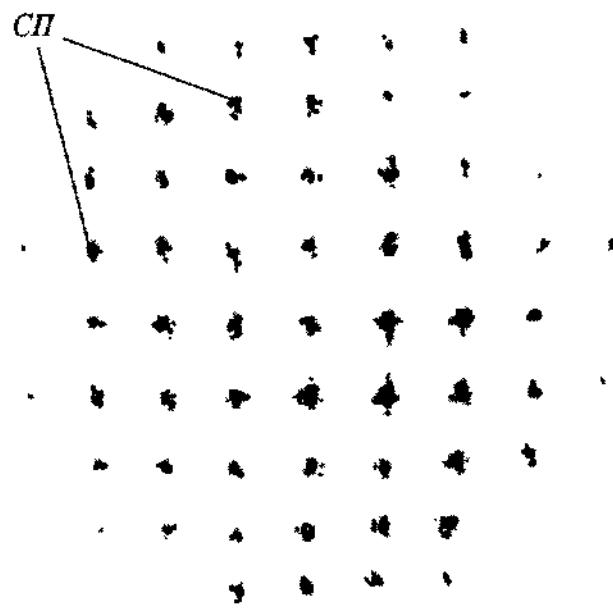


Fig. 6

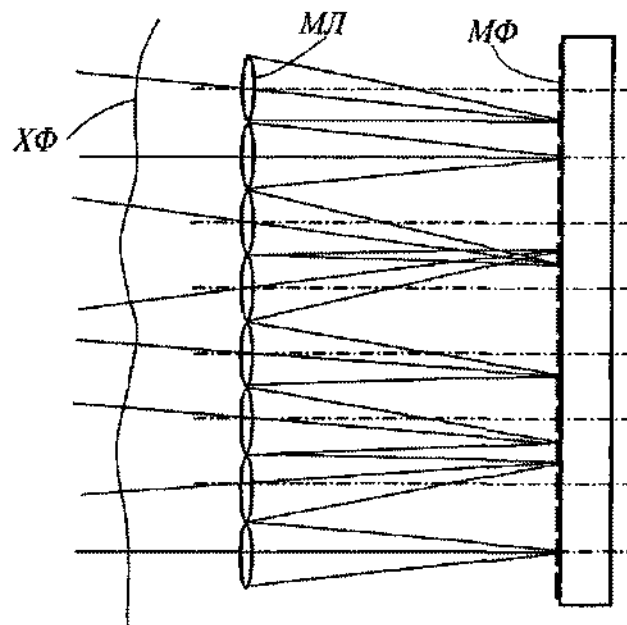


Fig. 7

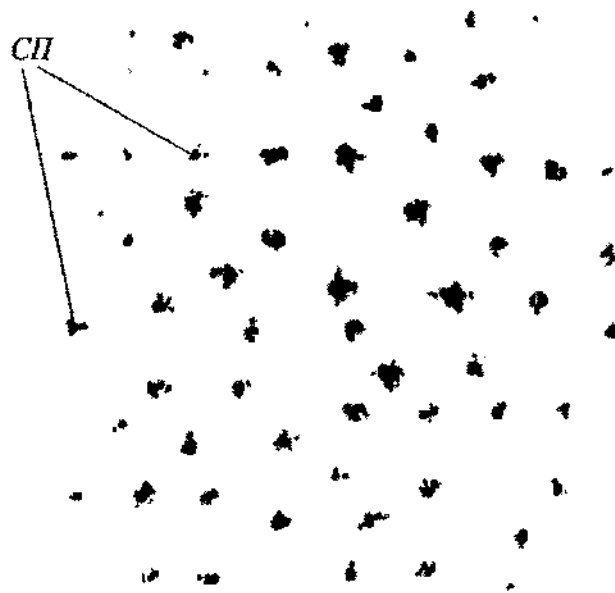


Fig. 8

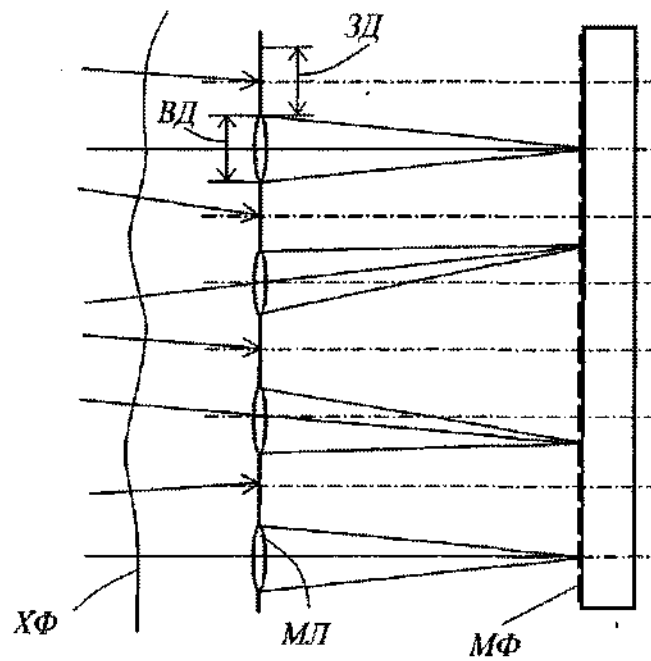
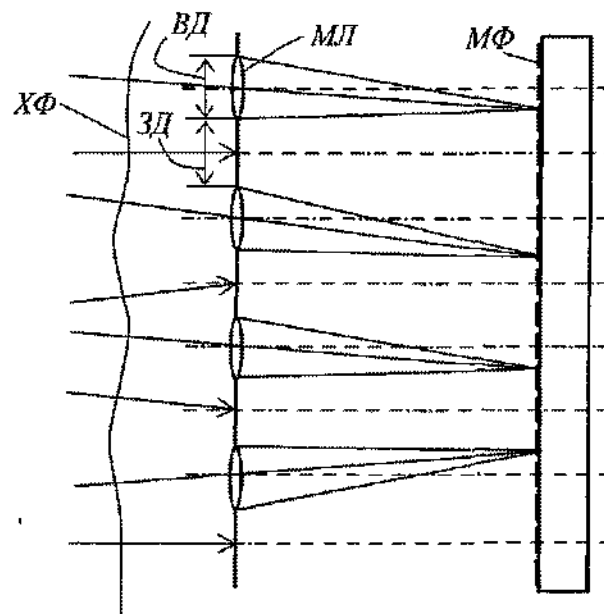
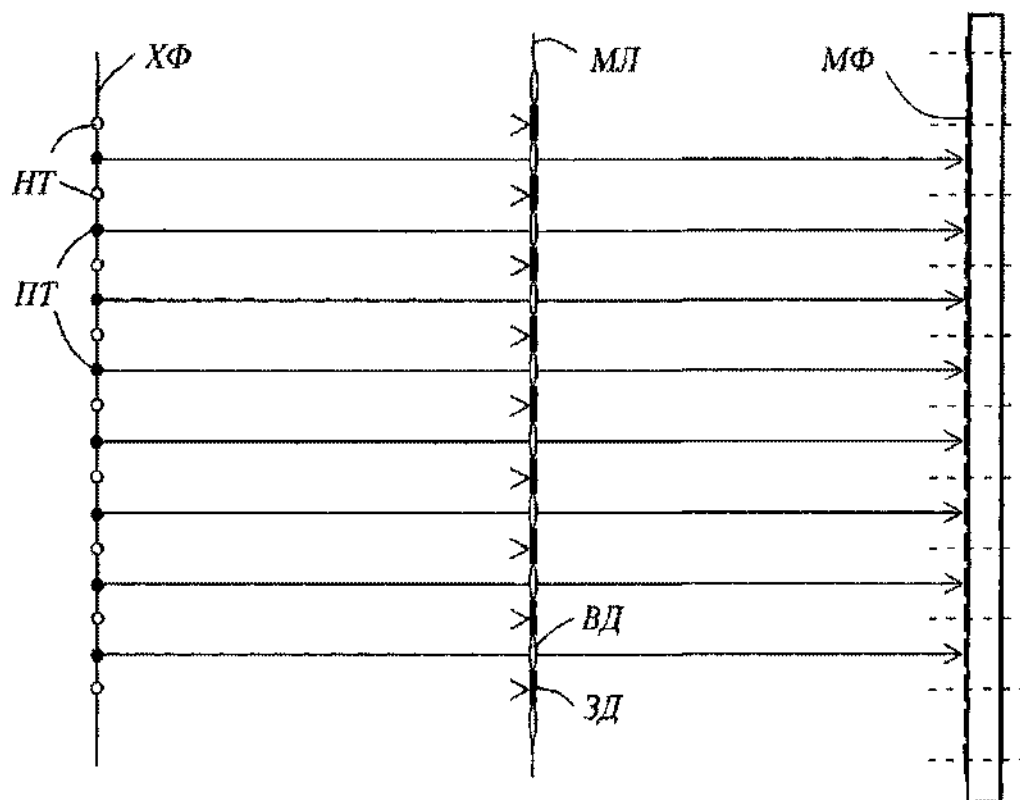


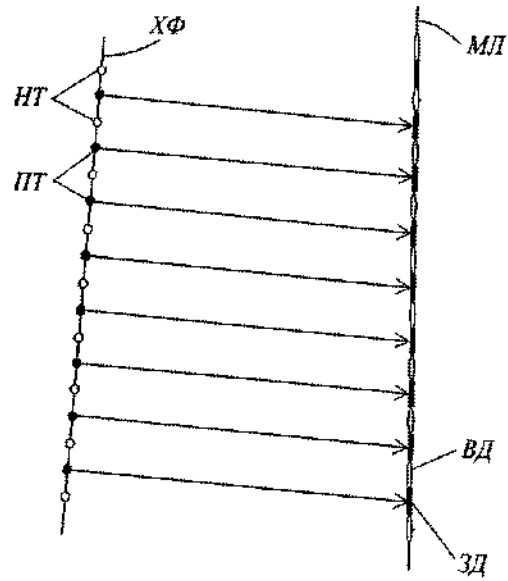
Fig. 9



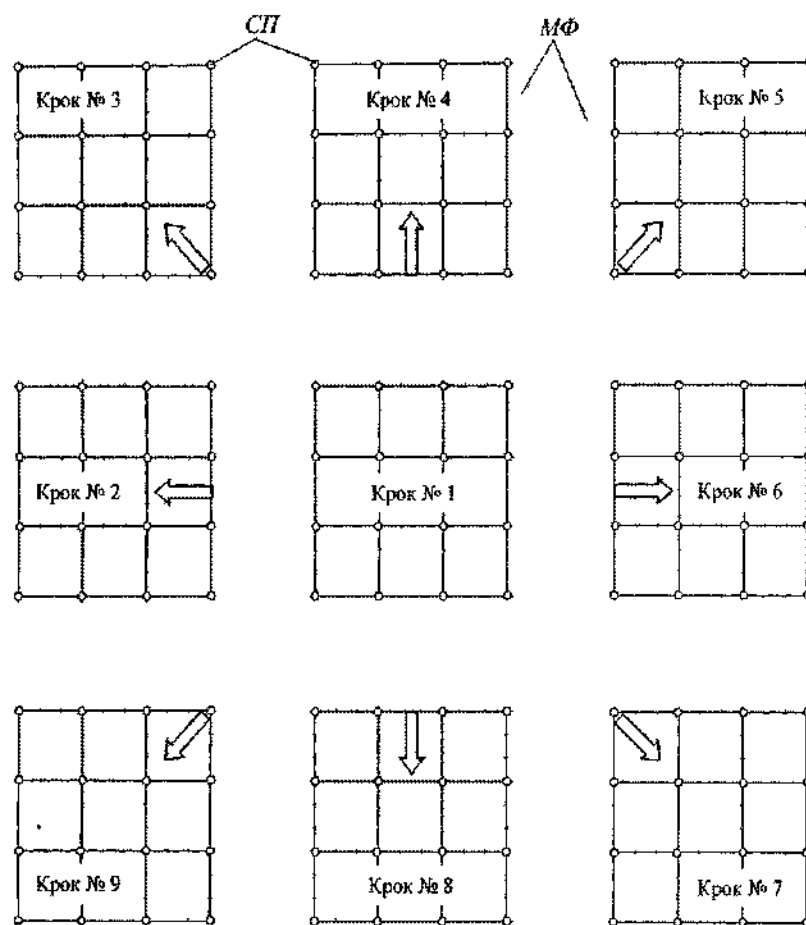
Фиг. 10



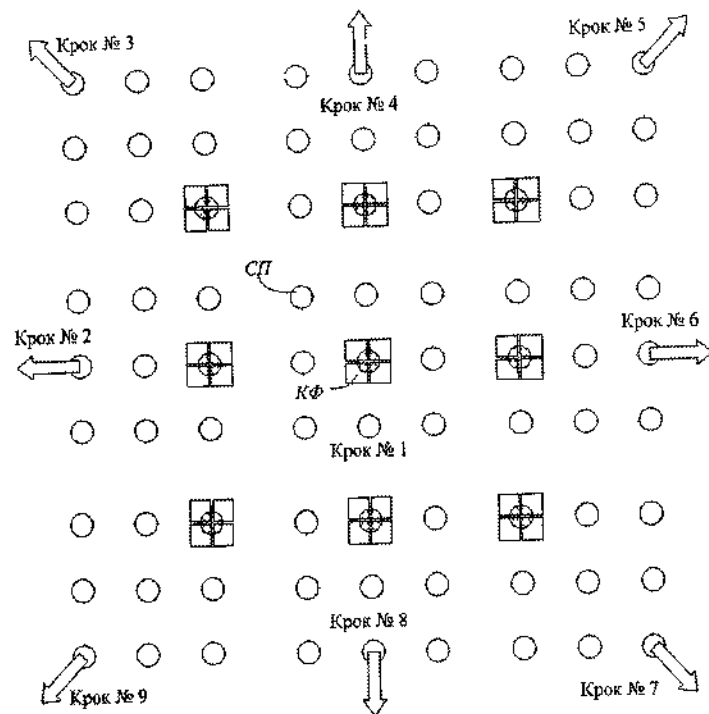
Фиг. 11



Фиг 12



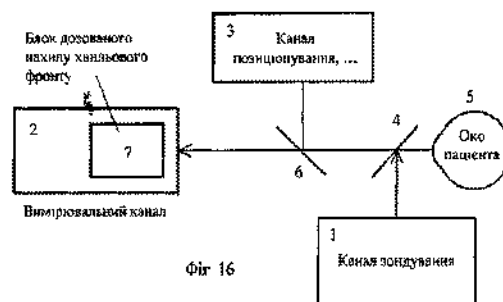
Фиг 13



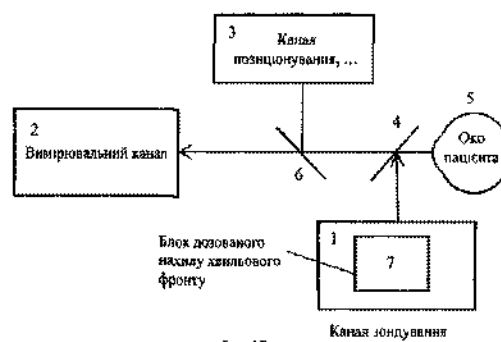
Фиг. 14



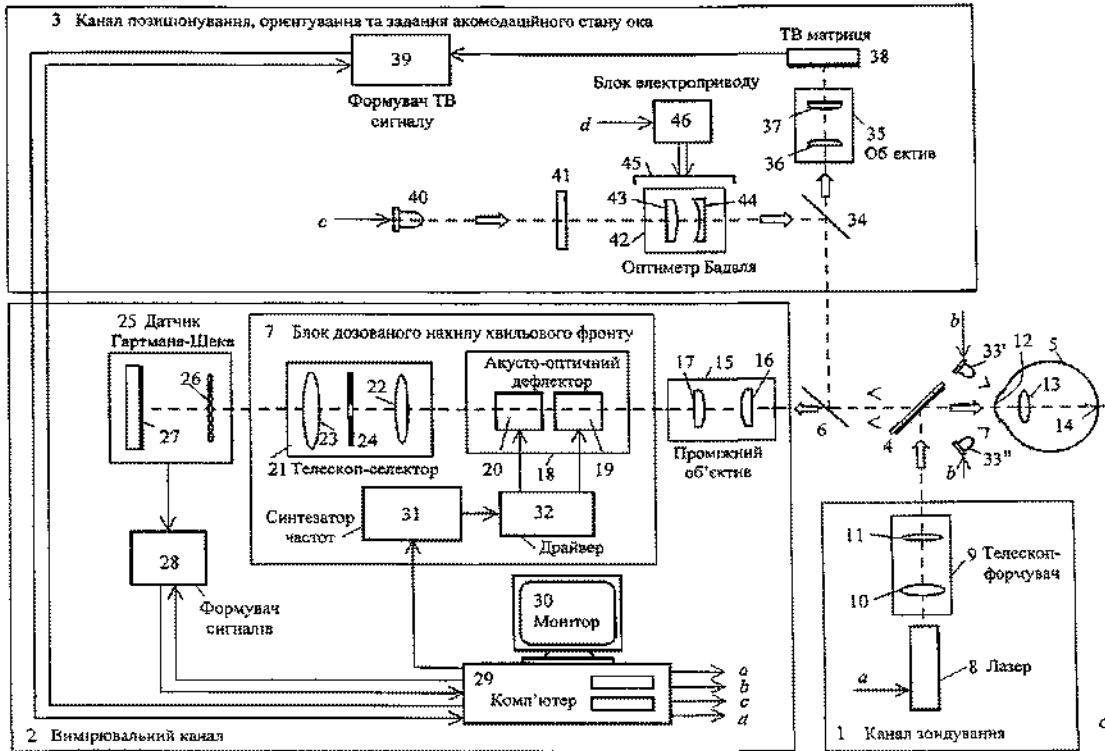
Фиг. 15



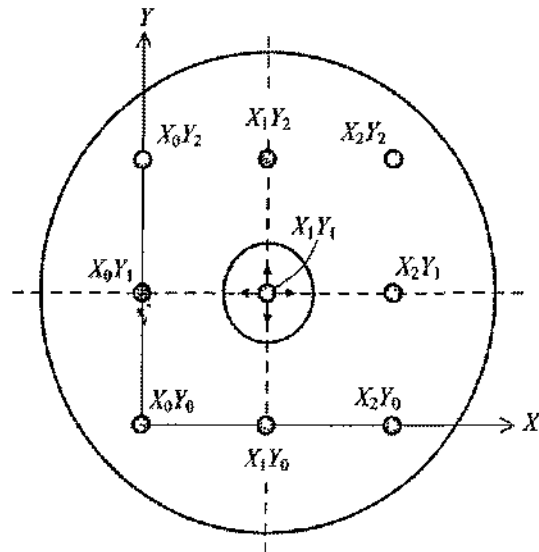
Фиг. 16



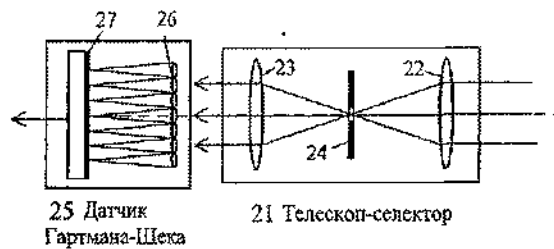
Фиг. 17



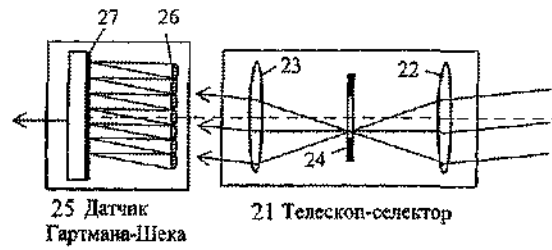
Фиг 18



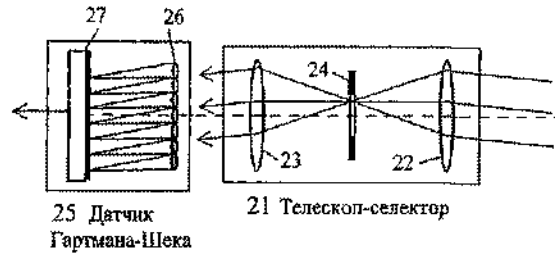
Фиг 19



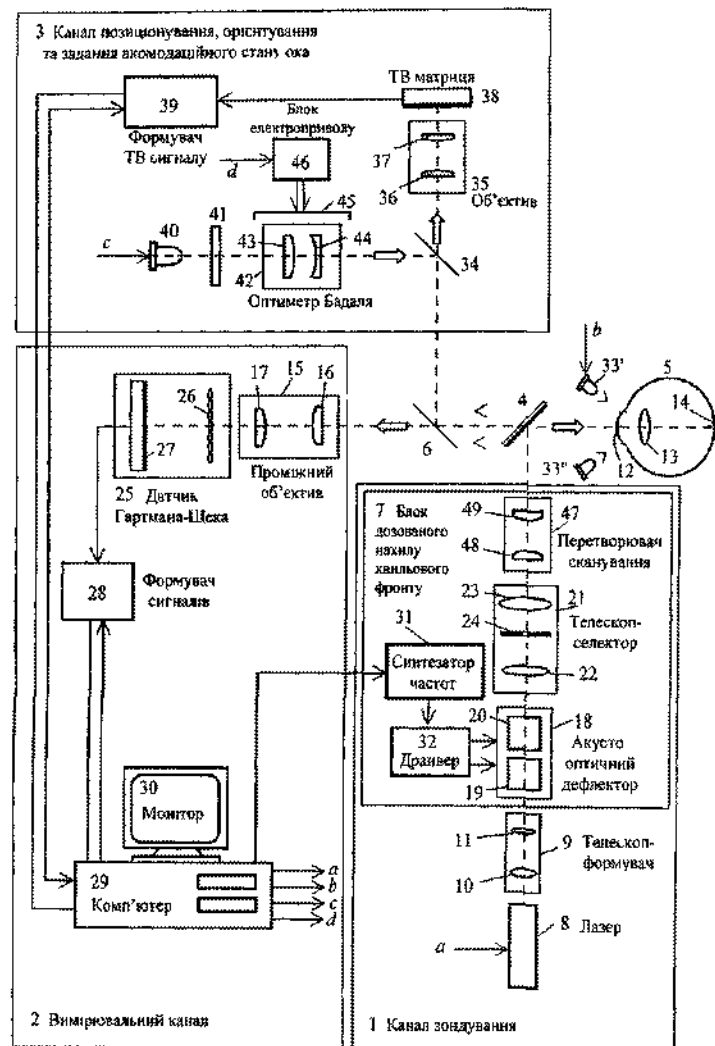
Фиг 20



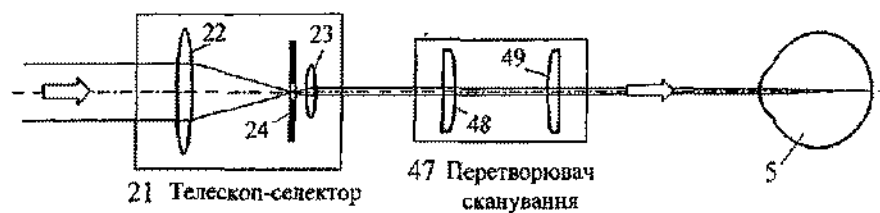
Фиг. 21



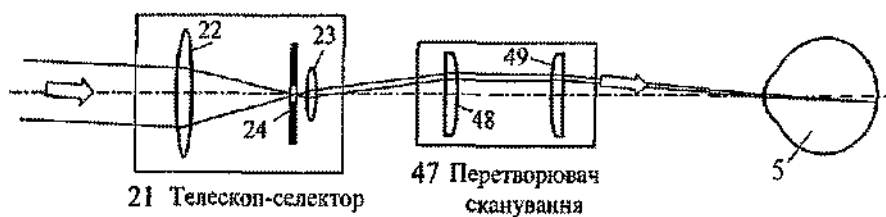
Фиг. 22



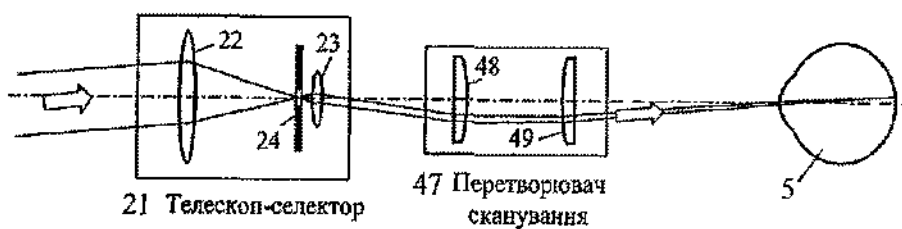
Фиг. 23



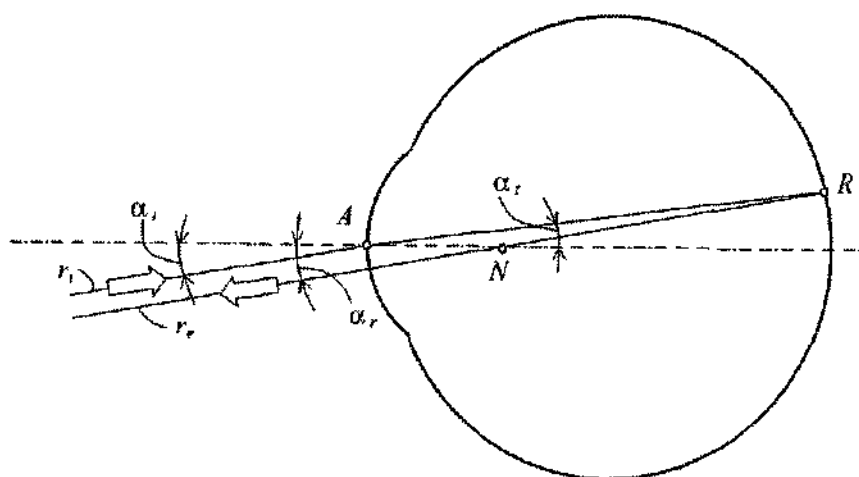
Фіг. 24



Фіг. 25



Фіг. 26



Фіг. 27