



УКРАЇНА

(19) **UA** (11) **73304** (13) **U**  
(51) МПК (2012.01)  
**A61B 3/00**  
**A61B 3/10** (2006.01)

ДЕРЖАВНА СЛУЖБА  
ІНТЕЛЕКТУАЛЬНОЇ  
ВЛАСНОСТІ  
УКРАЇНИ

**(12) ОПИС ДО ПАТЕНТУ НА КОРИСНУ МОДЕЛЬ**

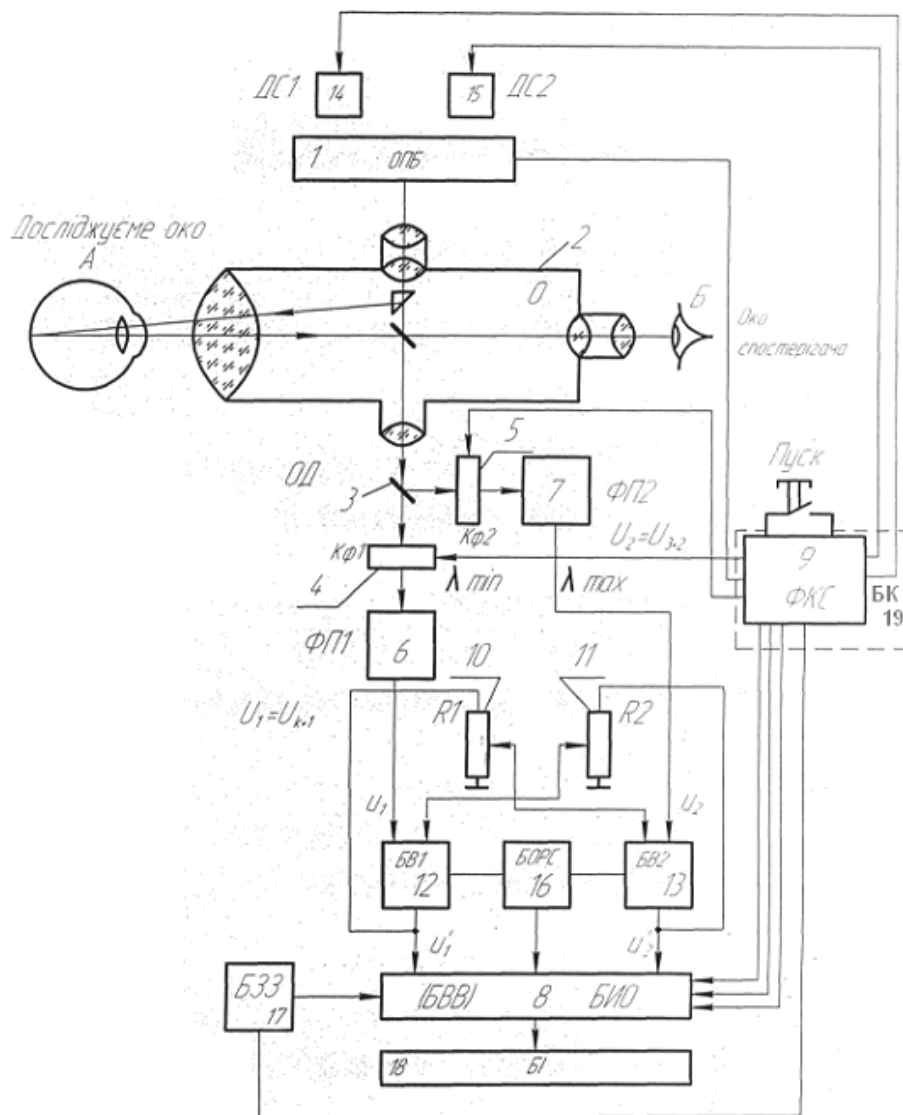
<b>(21)</b> Номер заявки: <b>u 2011 15509</b>	<b>(72)</b> Винахідник(и): <b>Терещенко Микола Федорович (UA),</b> <b>Паткевич Ольга Іванівна (UA),</b> <b>Павлишена Ірина Михайлівна (UA)</b>
<b>(22)</b> Дата подання заявки: <b>28.12.2011</b>	
<b>(24)</b> Дата, з якої є чинними права на корисну модель: <b>25.09.2012</b>	<b>(73)</b> Власник(и): <b>Терещенко Микола Федорович,</b> вул. Градинська, 6, кв. 76, м. Київ, 02097 (UA), <b>Паткевич Ольга Іванівна,</b> пр. Героїв Сталінграда, 48, кв. 182, м. Київ, 04213 (UA), <b>Павлишена Ірина Михайлівна,</b> вул. Вишняківська, 12, кв. 86, м. Київ, 02140 (UA)
<b>(46)</b> Публікація відомостей про видачу патенту: <b>25.09.2012, Бюл.№ 18</b>	

**(54) ПРИЛАД ДЛЯ ОЦІНКИ КРОВОПОСТАЧАННЯ ОЧНОГО ДНА**

**(57) Реферат:**

Пристрій для оцінки рівня кровопостачання очного дна містить освітлювально-проекційний блок, в складі джерела світла, офтальмоскоп, оптичний дільник, світлофільтри, фотоприймачі, блок виміру відношень і формувач керуючих сигналів, два змінних резистора і два блоки віднімання, блоки оцінки рівня сигналів, зразкових значень та індикації і керування.

UA 73304 U



Корисна модель належить до медичного приладобудування, зокрема до офтальмологічних діагностичних приладів. Пристрій оцінює очне яблуко та зорову систему за ступенем його кровопостачання.

Як найближчий аналог прийнятий патент RU № 2065722 Устройство для оценки кровоснабжения глазного дна/ Соболев Г.И., Агафонов В.С., Панков О.П., Пчелкин СВ. опубл. 27.08.1996. Пристрій для оцінки кровопостачання очного дна, що містить освітлювально-проекційний блок, в складі джерела світла, в якому одночасно формуються дві спектральні складові, одна з яких відповідає мінімальному, а друга максимальному поглинанню світла гемоглобіном крові, офтальмоскоп, оптичний дільник, встановлений на виході офтальмоскопа, перший і другий світлофільтри, встановлені відповідно у першого і другого виходів оптичного дільника, перший з яких має смугу пропускання, відповідну мінімальному, а другий максимальному поглинанню світла гемоглобіном крові, перший і другий фотоприймачі, розташовані в площині зображення очного дна, створюваного офтальмоскопом, біля виходу першого і другого світлофільтрів, блок виміру відношень і формувач керуючих сигналів, з'єднаний з блоком виміру відношень з освітлювально-проекційним блоком, забезпечене двома додатковими джерелами світла, що формують відповідно спектральну складову, що відповідає мінімальному, і спектральну складову, відповідну максимальному поглинанню світла гемоглобіном крові, і встановленими з можливістю незалежного почергового введення в проекційну систему освітлювально-проекційного блока, два змінних резистора і два блоки віднімання, при цьому виходи першого і другого фотоприймачів відповідно через перші входи першого і другого блоків віднімання підключені до відповідних входів блока виміру відношень, а виходи першого і другого блоків віднімання відповідно через перший і другий змінні резистори до загальної шини, причому вихідні контакти першого і другого змінних резисторів підключені відповідно до другого входу другого і першого блоків віднімання.

Недоліком даного пристрою є обмежена зона виміру зорової системи, вузькі функціональні можливості, невисока точність діагностики, відсутність автоматизації процесу виміру та індикації результату. Необхідність та вимога високої селективності світлофільтрів обумовлює високу складність та собівартість їх виготовлення. Недоліком відомого пристрою для дослідження очного дна є низька точність вимірювання, викликана низькою гранично досяжною якістю світлофільтрів.

Виміряна величина відношень сигналів є характеристикою кровонасичення очного дна. Недостатня якість світлофільтрів по вибірковості обумовлює похибка вимірювання характеристики кровонасичення. Так наприклад червоний світлофільтр крім основного червоного світла пропускає також і частину зеленого світла і навпаки, зелений світлофільтр крім основного зеленого світла пропускає частину червоного світла. Недоліком пристрою є низька точність оцінки кровонасичення очного дна, обумовлена якістю світлофільтрів.

В основу корисної моделі поставлена задача - розширення функціональних можливостей офтальмоскопів за рахунок збільшення порівняльної бази даних зразкових значень та автоматизація процесу діагностики з виводом результатів на табло.

Поставлена задача вирішується тим, що пристрій додатково містить блоки оцінки рівня сигналів, зразкових значень та індикації і керування, при цьому перший та другий світлофільтри виконані як керовані блоки з можливістю налаштування і зв'язані з блоком керування, який в свою чергу складається з формувача керуючих сигналів і зв'язаний з першим та другим джерелами світла, першим та другим керованим блоком світлофільтрів та блоком зразкових значень, який зв'язаний з блоком вимірювання відношень, що під'єднаний до блока індикації.

Запропонований пристрій для оцінки рівня кровопостачання очного дна, містить освітлювально-проекційний блок ОПБ 1, в складі джерела світла ДС, в якому одночасно формуються дві спектральні складові, одна ДС1 14 з яких відповідає мінімальному, а друга ДС2 15 максимальному поглинанню світла гемоглобіном крові, офтальмоскоп 2, оптичний дільник 3, встановлений на виході офтальмоскопа, перший 4 і другий 5 світлофільтри, встановлені відповідно у першого і другого виходів оптичного дільника, перший з яких має смугу пропускання, відповідну мінімальному, а другий максимальному поглинанню світла гемоглобіном крові, перший 6 і другий 7 фотоприймачі ФП, розташовані в площині зображення очного дна, створюваного офтальмоскопом, біля виходу першого КСф і другого світлофільтрів КСф, блок виміру відношень БВВ 8 і формувач керуючих сигналів ФКС 9, з'єднаний з блоком виміру відношень БВВ 8 з освітлювально-проекційним блоком 1, забезпечене двома додатковими джерелами світла, що формують відповідно спектральну складову, що відповідає мінімальному, і спектральну складову, відповідну максимальному поглинанню світла гемоглобіном крові, і встановленими з можливістю незалежного почергового введення в проекційну систему освітлювально-проекційного блока ОПБ 2, два змінних резистора 10 R1 і 11

R2 і два блоки віднімання БВ1 12 і БВ2 13, при цьому виходи першого ФП1 6 і другого ФП2 7 фотоприймачів відповідно через перші входи першого БВ1 12 і другого БВ2 13 блоків віднімання підключені до відповідних входів блока виміру відношень БВВ 8, а виходи першого і другого блоків віднімання БВ відповідно через перший і другий змінні резистори до загальної шини, причому вихідні контакти першого R1 і другого R2 змінних резисторів підключені відповідно до другого входу другого і першого блоків віднімання БВ, додатково містить блоки оцінки рівня сигналів БОРС 16, зразкових значень БЗЗ 17 та індикації БІ 18 і керування БК 19, при цьому перший КСф1 4 та другий КСф2 5 світлофільтри виконані як керовані блоки з можливістю налаштування і зв'язані з блоком керування БК, який в свою чергу складається з формувача керуючих сигналів ФКС 9 і зв'язаний з першим ДС1 та другим ДС2 джерелами світла, першим КСф1 та другим КСф2 керованим блоком світлофільтрів та блоком зразкових значень БЗЗ, який зв'язаний з блоком вимірювання відношень БВВ, що під'єднаний до блока індикації БІ.

Світловий потік від джерела світла ДС направляють на модулятор, за допомогою якого здійснюється модуляція світлового потоку по інтенсивності, і за допомогою керованих, з блока керування БК 19, комутованих світлофільтрів КСф здійснюється поперемінне виділення спектральних ділянок в області довжин хвиль, що відповідають зеленому і червоному, чи іншій спектральній частині світла. Частота комутації світлофільтрів вибирається менше частоти модуляції світлового потоку по інтенсивності, чи в залежності від зони дослідження ока, близькій до частоти модуляції.

При проведенні досліджень очного дна світло направляють через оптичну систему офтальмоскопа 2 в досліджуване очне дно А. Відбитий очним дном А світловий потік попадає на фотоприймач ФП, вихідний сигнал якого далі надходить на електронно-перетворювальний блок. В останньому визначається величина відношень сигналів, пропорційних відбитим очним дном світлових потоків у виділених областях спектра.

Зазначений технічний результат досягається наступним чином: Пристрій для оцінки рівня кровопостачання очного дна, що містить освітлювально-проекційний блок ОПС 1, який включає кероване джерело світла ДС, одночасно формує дві спектральні складові, одна з яких відповідає мінімальному (меншому), а друга - максимальному (більшому) поглинанню світла гемоглобіном крові. Офтальмоскоп О 2, оптичний дільник ОД 3, встановлений на виході офтальмоскопа, перший КБСф1 і другий КБСф2 керовані блоки світлофільтри, встановлені відповідно у першого і другого виходів оптичного дільника ОД 3, перший з яких має смугу пропускання, відповідну мінімальному (меншому), а другий максимальному(більшому) поглинанню світла гемоглобіном крові, перший ФП1 6 і другий ФП2 7 фотоприймачі, розташовані в площині зображення очного дна А, створюваного офтальмоскопом 2 на виході першого КБСф1 і другого КБСф2 керованих блоків світлофільтрів. Блок виміру відношень БВВ 8 і формувач керованих сигналів ФКС 9, що знаходиться в блоці керування БК 19 з'єднаний з блоком виміру відношень БВВ 8 і освітлювально-проекційним блоком ОПБ 1, забезпечені двома керованими джерелами світла КДС1 і КДС2, що формують відповідно спектральну складову, рівну мінімальному (меншому), і спектральну складову, відповідну максимальному(більшому) поглинанню світла гемоглобіном крові, і встановленими з можливістю незалежного керованого почергового включення в проекційну систему освітлювально-проекційного блока 1. Два змінних резистора R1 10 і R2 12, два блоки віднімання БВ1 12 і БВ2 13, при цьому, виходи першого і другого фотоприймачів ФП1 6 і ФП2 7, відповідно через перші входи першого і другого блоків віднімання БВ1 12 і БВ2 13, підключені до відповідних входів блока вимірювання співвідношень БВВ 8, а виходу першого і другого блоків віднімання БВ1 12 і БВ2 13 відповідно через перший і другий змінні резистори R1 10 і R2 12 до загальної шини. Причому, рухливі контакти першого і другого змінних резисторів R1 10 і R2 12 підключені відповідно до другого входу другого і першого блоків віднімання БВ1 12 і БВ2 13.

При натисканні кнопки "пуск" формувача керуючих сигналів ФКС 9 блока керування БК 19, на першому, другому, третьому і четвертому виходах останнього з'являється керуючий сигнал, причому на кожному наступному виході з'являється з затримкою щодо сигналу на попередньому виході. Сигналом на першому і другому виходах формувача ФКС, включається в режим вимірювання пристрою блок керованих джерел світла КДС1 і КДС2. Сигнал, що з'являється на третьому виході формувача ФКС, запускає освітлювально-проекційний блок ОПБ 2 і на виході останнього формується світловий сигнал, що містить дві спектральні складові, відповідні мінімального і максимального поглинання світла гемоглобіном крові і накладається на світловий потік слабкої інтенсивності, що використовується для візуального спостереження.

Світловий потік з виходу освітлювально-проекційного блока ОПБ 2 надходить через оптичну систему офтальмоскопа на очне дно досліджуваного ока А. Відбитий від очного дна світловий потік надходить на вхід оптичного дільника ОД 3, поділяється на дві частини і надходить через

керовані блоки світлофільтрів КБСф1 4 і КБСф2 5, на які подаються сигнали з блока ФКС з виходів 4 і 5. А сигнали з світлофільтрів надходять на входи відповідних фотоприймачів ФШ 6 і ФП2 7, електричні сигнали на виходах яких пропорційні величині, що потрапляє на них зі світлового потоку. Далі електричні сигнали надходять на входи блоків віднімання БВ1 12 і БВ2 13.

З приходом керуючих сигналів по шостому і сьомому виходах ФКС формування сигналів здійснюється оцінка рівня сигналів з блоків БВ1 і БВ2 і запам'ятовування вхідних величин блока виміру різницевого сигналів, а потім визначення їх відношень.

За допомогою восьмого і дев'ятого керуючих сигналів здійснюється порівняння з сигналами блока зразкових значень БЗЗ 17 і запис з запам'ятовування величини відношень з виводом в блок індикацією виміру відношень, де результат виводиться в цифровому вигляді до початку наступного циклу виміру.

Сигнали з блоків віднімання БВ1 і БВ2 надходять і на блок оцінки рівня сигналів БОРС 16 для визначення значень знака та величини порівнювальних сигналів. Така дія дозволяє значно прискорити процес визначення та виміру відношень в блоці БВВ 8 і дозволяє суттєво прискорити процес виміру і оцінки стану кровопостачання очного дна. Визначене відношення сигналів з блоків БВ1 і БВ2, яке виконується в блоці БВВ 8, в свою чергу порівнюється з сигналами блока зразкових значень БЗЗ 17 для визначення рівня кровопостачання.

На кресленні зображена функціональна схема запропонованого пристрою для оцінки рівня кровопостачання очного дна.

Пристрій містить освітлювально-проекційний блок 1, офтальмоскоп 2, оптичний дільник 3, встановлений на виході офтальмоскопа 2, встановлені відповідно у першого і другого виходу оптичного дільника 3 перший 4 і другий 5 світлофільтри, перший із смугою пропускання, що відповідає мінімальному поглинанню світла гемоглобіном крові, а другий максимальному поглинанню світла гемоглобіном крові, встановлені відповідно на виходах світлофільтрів перші 6 і другий 7 фотоприймачі, блок виміру відношень 8, формувач керуючих сигналів 9, з'єднаний з керуючими входами освітлювально-проекційного блока 1 і блока вимірювання відношень 8, два змінних резистора 10, 11, два блоки віднімання 12, 13 і два джерела світла 14, 15, спектральний діапазон одного з них відповідає мінімальному, а іншого максимальному поглинанню світла гемоглобіном крові, причому, виходу першого 6 і другий 7 фотоприймачів відповідно через перший 12 і другий 13. Блок віднімання підключені відповідно до першого і другого входів блока виміру відношень 8, а виходи першого і другого блоків віднімання відповідно через перший 10 і другий 11 змінні резистори до загальної шини, рухливий контакт першого 10 і другого 11 змінних резисторів підключені відповідно до другого входу другого і першого блоків віднімання. Блок оцінки рівня сигналів БОРС 16 підключений до БВ1 і БВ2, блок зразкових значень БЗЗ 17 під'єднаний до блока БВВ та блок індикації БІ 18 з'єднаний з виходом блока БВВ, і блок керування БК 19 підключений до блоків КДС1 і КДС2, ОПБ, КБСф1 і КБСф2, та БВВ і БЗЗ, при цьому перший КСф1 4 та другий КСф2 5 світлофільтри виконані як керовані блоки з можливістю налаштування і зв'язані з блоком керування БК, який в свою чергу складається з формувача керуючих сигналів ФКС 9 і зв'язаний з першим керованим КДС1 та другим керованим КДС2 джерелами світла, першим КСф1 та другим КСф2 керованим блоком світлофільтрів та блоком зразкових значень БЗЗ, який зв'язаний з блоком вимірювання відношень БВВ, що під'єднаний до блока індикації БІ.

Пристрій працює наступним чином.

Спочатку здійснюють наведення світлового потоку слабкої інтенсивності від освітлювально-проекційного блока ОПБ 1 на очне дно досліджуваного ока А через оптичну систему офтальмоскопа О 2 з метою візуального спостереження і наведення оптичної системи на досліджувану ділянку очного дна ока А. При цьому в блоці вимірювання відношень 8 запам'ятовуються і компенсуються при подальших вимірах паразитні фонові сигнали напруги, що проникають на його входи з виходу оптичної системи офтальмоскопа 2.

При натисканні кнопки "ПУСК" формувачі керуючих сигналів 9, що входить в блок керування 19 на першому, другому, третьому і четвертому виходах останнього з'являється керуючі сигнали, причому, на кожному наступному виході із затримкою щодо сигналу на попередньому виході. Сигналами, що з'являються на першому і другому виходах формувача 9 ФКС, включаються керовані джерела світла КДС1 14 і КДС2 15. Сигнал, що з'являється на третьому виході, запускає освітлювально-проекційний блок 1 і на виході останнього формується світловий сигнал, що містить дві спектральні складові, відповідні мінімальному і максимальному поглинанню світла гемоглобіном крові і накладається на світловий потік слабкої інтенсивності, що використовується для візуального спостереження.

Світловий потік з виходу освітлювально-проекційного блока надходить через оптичну систему офтальмоскопа 2 на очне дно. Відбитий від очного дна світловий потік надходить на вхід оптичного дільника 3, поділяється на дві частини і проходить через керовані світлофільтри КБСф1 4, і КБСф2 5, на які подаються сигнали з четвертого і п'ятого виходів формувача ФКС блока керування 19. Сигнали з світлофільтрів надходять на входи відповідних фотоприймачів 6, 7, електричні сигнали  $U_1$  і  $U_2$  на виходах яких пропорційні величинам світлового потоку, що потрапляє на них. Через недостатню якість першого світлофільтра 4 в вихідному сигналі першого фотоприймача 6 крім основного сигналу ( $U_k$ ) в спектральному діапазоні, відповідного смузі пропускання першого (червоного) світлофільтра 4 містить також частину сигналу, що пройшов через цей світлофільтр 4 в спектральному діапазоні, відповідного смузі пропускання другого (зеленого) світлофільтра 5. Навпаки, через недостатню якість другого світлофільтра 4 в вихідному сигналі другого фотоприймача 7, крім основного сигналу ( $U_3$ ) в спектральному діапазоні, відповідному смузі пропускання другого (зеленого) світлофільтра 5, міститься також частина сигналу, що пройшов через цей світлофільтр 5 в спектральному діапазоні, відповідному смузі пропускання першого (червоного) світлофільтра 4. Отже, вихідні напруги першого 6 і другого 7 фотоприймачів можна представити в наступному вигляді:

$$U_1 = U_k + K_4 U_3 = U_k + \Delta_1 + \delta_1 \quad (1)$$

$$U_2 = U_3 + K_5 U_k = U_3 + \Delta_2 + \delta_2, \quad (2)$$

де  $\Delta_1 = K_4 U_3$ ,  $\Delta_2 = K_5 U_k$  - похибка фільтрації відповідно першого 4 і другого 5 світлофільтрів;

$\delta_1$  і  $\delta_2$  - інструментальні похибки блоків фотоприймачів 4 і 5.

$K_4$ ,  $K_5$  - коефіцієнти передачі (взаємовпливу) відповідно зеленого світла через червоний світлофільтр 4 на вихід першого фотоприймача 6 і червоного світла через зелений світлофільтр 5 на вихід другого фотоприймача 7, що характеризують якість світлофільтрів 4, 5.

Вихідні напруги  $U_1$ ,  $U_2$  фотоприймачів 6, 7 подаються на перші входи відповідних блоків віднімання KB1 і KB2, а на їх другі входи подаються через резистивні дільники R1 і R2, реалізовані змінними резисторами 10, 11 вихідні напруги блоків віднімання. Таким чином, напруги  $U_1'$ ,  $U_2'$  на виходах блоків віднімання 12, 13 можна представити в наступному вигляді:

$$U_1' = U_k + K_4 U_3 + K_1 U_1 = U_k + K_4 U_3 + K_{\text{дел.10}} U_1 = U_k + \Delta_1 + \delta_1 + K_{\text{дел.10}} U_1 \quad (3)$$

$$U_2' = U_3 + K_5 U_k + K_2 U_2 = U_3 + K_5 U_k + K_{\text{дел.11}} U_2 = U_3 + \Delta_2 + \delta_2 + K_{\text{дел.11}} U_2, \quad (4)$$

де  $K_{\text{дел.10}}$  і  $K_{\text{дел.11}}$  - масштабні коефіцієнти, що задаються резистивними дільниками напруг R1 і R2, що реалізуються на змінних резисторах 10, 11.

Підбором масштабних коефіцієнтів  $K_{\text{дел.10}}$  і  $K_{\text{дел.11}}$  забезпечується компенсація похибок фільтрації та інструментальних похибок каналів 1 і 2, тобто умовою компенсації з достатнім ступенем наближення є забезпечення таких рівностей:

$$\Delta_1 + \delta_1 = K_{\text{дел.10}} U_1, \quad (5)$$

$$\Delta_2 + \delta_2 = K_{\text{дел.11}} U_2, \quad (6)$$

Таким чином, на входи блока виміру відношень 8 подаються відкориговані значення  $U_1'$  і  $U_2'$  вихідних напруг блоків віднімання 12, 13.

При появі сигналу на третьому виході формувача сигналів 9 в блоці вимірювання відносин 8 здійснюється запис значень вхідних напруг  $U_1'$  і  $U_2'$  і визначення їх відносини. Потім при появі керуючих сигналів на шостому - дев'ятому виходах формувача сигналів 9 блока керування 19, виконується оцінка знаку та рівня сигналів з блоків віднімання KB1 і KB2, включається режим вимірювання блок виміру відношень 8, порівняння отриманих значень з сигналами блока зразкових значень БЗЗ 17 виробляється запис величини відношень в реєстратор блока індикації БІ 18 і індукуються в цифровому вигляді до початку наступного циклу виміру.

Визначення масштабних коефіцієнтів  $K_{\text{дел.10}}$ ,  $K_{\text{дел.11}}$ , значень спектральних складових КДС1 і КДС1, установка положень керованих блоків світлофільтрів КБСф1 і КБСф2 та зразкових значень виміру кровопостачання для формування компенсаційних поправок забезпечується під час проведення регулювальних робіт при налаштуванні запропонованого пристрою.

Спочатку рухливі контакти змінних резисторів R1 10 і R2 11 встановлюють у нижнє положення, відповідне нульовому значенню напруг. Потім одне з джерел світла, наприклад червоного 14, встановлюють у проекційну систему освітлювально-проекційного блока 1. Виключають офтальмоскоп з вимірювальної ланцюга і світловий потік від джерела світла 14 з виходу освітлювально-проекційного блока 1 подається безпосередньо на оптичний дільник 3. При цьому, зміною положення рухомого контакту змінного резистора 10 встановлюють нульове значення різниці вхідних сигналів блока віднімання 13 на його виході. Потім інше джерело (зеленого) світла 15 встановлюється в проекційну систему освітлювально-проекційного блока 1 і від цього джерела світловий потік з виходу освітлювально-проекційного блока 1 подається також безпосередньо на оптичний дільник 3. Зміною положення рухомого контакту змінного резистора 11 встановлюють нульове значення різниці вхідних сигналів блока віднімання 12 на

його виході. Встановлюються зразкові значення кровопостачання для сигналів блока БЗЗ. Підстроюються спектральні складові керованих джерел світла КДС1 і КДС2 та керованих блоків світлофільтрів КБСф1 і КБСф2... Оцінюються знак та рівні сигналів блока БОРС при нульових значеннях в блоках віднімання KB1 і KB2. Процедура налагодження пристрою завершена.

5 Пристрій працює в автоматизованому режимі визначення рівня кровопостачання очного дна та зорової системи.

Пристрій для оцінки рівня кровопостачання очного дна дозволяє (не менш ніж на порядок) підвищити точність вимірювання рівня кровонасичення очного дна, за рахунок компенсації інструментальної похибки та похибки фільтрації, розширити функціональні можливостей офтальмоскопів за рахунок збільшення порівняльної бази даних зразкових значень та автоматизувати процесу діагностики з виводом результатів на табло.

10

#### ФОРМУЛА КОРИСНОЇ МОДЕЛІ

15 Пристрій для оцінки рівня кровопостачання очного дна, що містить освітлювально-проекційний блок, в складі джерела світла, в якому одночасно формуються дві спектральні складові, одна з яких відповідає мінімальному, а друга максимальному поглинанню світла гемоглобіном крові, офтальмоскоп, оптичний дільник, встановлений на виході офтальмоскопа, перший і другий світлофільтри, встановлені відповідно у першого і другого виходів оптичного дільника, перший з яких має смугу пропускання, відповідну мінімальному, а другий максимальному поглинанню світла гемоглобіном крові, перший і другий фотоприймачі, розташовані в площині зображення очного дна, створюваного офтальмоскопом, біля виходу першого і другого світлофільтрів, блок виміру відношень і формувач керуючих сигналів, з'єднаний з блоком виміру відношень з освітлювально-проекційним блоком, забезпечений двома додатковими джерелами світла, що формують відповідно спектральну складову, що відповідає мінімальному, і спектральну складову, відповідну максимальному поглинанню світла гемоглобіном крові, і встановленими з можливістю незалежного почергового введення в проекційну систему освітлювально-проекційного блока, два змінних резистора і два блоки віднімання, при цьому виходи першого і другого фотоприймачів відповідно через перші входи першого і другого блоків віднімання підключені до відповідних входів блока виміру відношень, а виходи першого і другого блоків віднімання відповідно через перший і другий змінні резистори до загальної шини, причому вихідні контакти першого і другого змінних резисторів підключені відповідно до другого входу другого і першого блоків віднімання, який **відрізняється** тим, що додатково містить блоки оцінки рівня сигналів, зразкових значень та індикації і керування, при цьому перший та другий світлофільтри виконані як керовані блоки з можливістю налаштування і зв'язані з блоком керування, який в свою чергу складається з формувача керуючих сигналів і зв'язаний з першим та другим джерелами світла, першим та другим керованим блоком світлофільтрів та блоком зразкових значень, який зв'язаний з блоком вимірювання відношень, що під'єднаний до блока індикації.

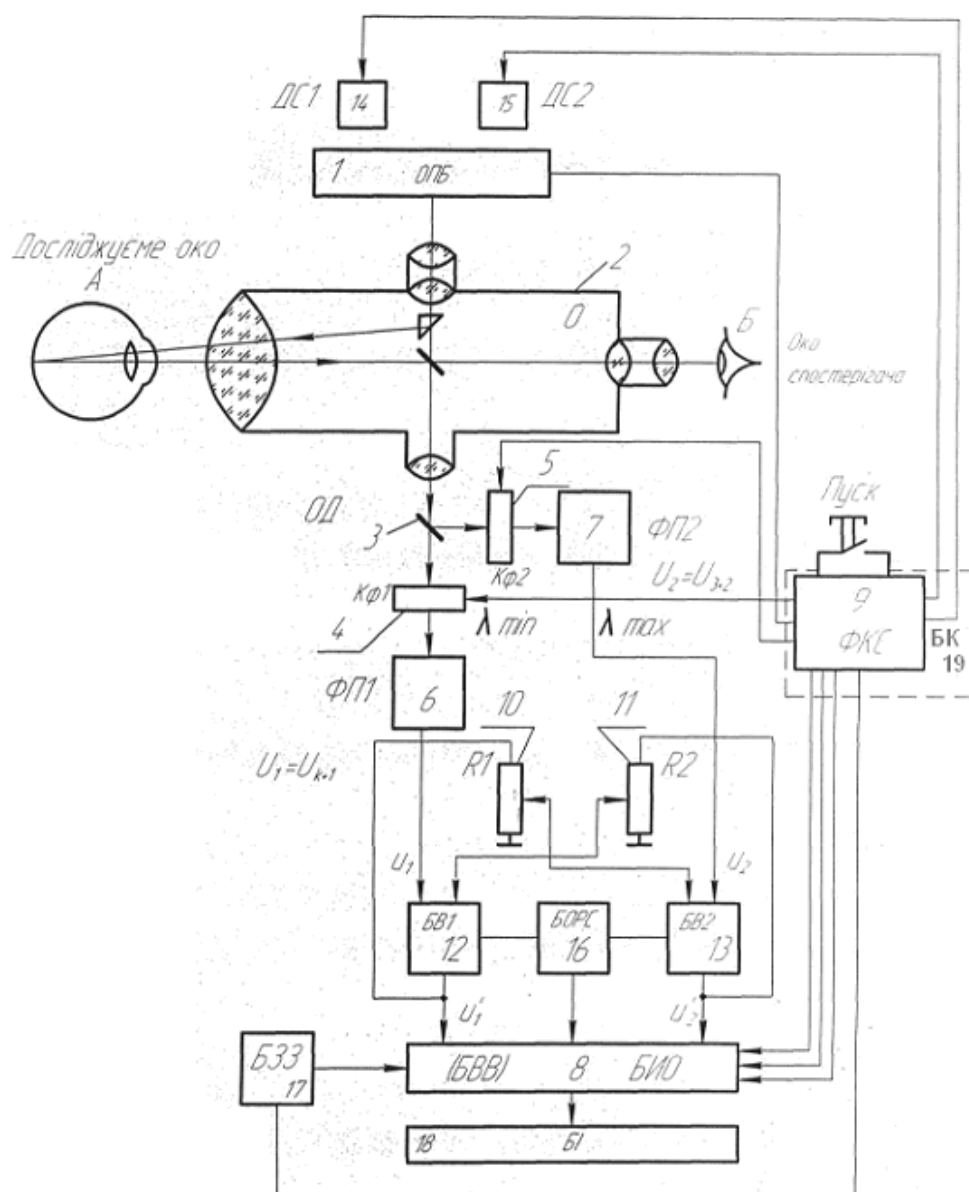
15

20

25

30

35



Комп'ютерна верстка Д. Шеверун

Державна служба інтелектуальної власності України, вул. Урицького, 45, м. Київ, МСП, 03680, Україна

ДП "Український інститут промислової власності", вул. Глазунова, 1, м. Київ – 42, 01601