

(19)



URZĄD
PATENTOWY
RZECZYPOSPOLITEJ
POLSKIEJ

(10) **PL 243035 B1**

(12)

Opis patentowy

(21) Numer zgłoszenia: **436200**

(22) Data zgłoszenia: **2020.12.01**

(43) Data publikacji o zgłoszeniu: **2022.06.06 BUP 23/2022**

(45) Data publikacji o udzieleniu patentu: **2023.06.05 WUP 23/2023**

(51) MKP:

A61B 3/113 (2006.01)

G02B 27/28 (2006.01)

G02B 27/30 (2006.01)

G06T 7/20 (2017.01)

G01N 23/20 (2018.01)

(73) Uprawniony z patentu:

POLITECHNIKA WROCŁAWSKA, Wrocław, PL

(72) Twórca(-y) wynalazku:

PIOTR KURZYNOWSKI, Wrocław, PL

MAGDALENA ASEJCZYK, Siechnice, PL

MARCELINA SOBCZAK, Chotów, PL

(54) Tytuł:

Sposób oraz aparat pomiarowy do badania ruchów torsyjnych oka

PL 243035 B1

Opis wynalazku

Przedmiotem wynalazku jest sposób badania ruchów torsyjnych oka oraz aparat pomiarowy do jego realizacji, przeznaczone do stosowania w diagnostyce medycznej oraz do prowadzenia badań naukowych. Kompensacyjne postawne ruchy skrętne gałki ocznej pojawiają się, gdy głowa jest obracana wokół osi nosowo-potylicznej. Mają one na celu zapewnienie maksymalnej stabilizacji obrazu wytwarzanego na siatkówce oka. Podczas przechylenia głowy na ramię kompensacja następuje na skutek zmiany w położeniu statolitów w błędnikach. Jest to ruch postawny statyczno-kinetyczny. Natomiast, gdy głowa jest w stabilnej i pochylonej pozycji, skrętna odpowiedź jest generowana na skutek reakcji grawitacyjnej obu błędników i znana jest jako ruch postawny statyczny. Kluczową rolę w tych ruchach pełnią oba błędniki, które warunkują zmiany w napięciu mięśniowym mięśni szkieletowych i zewnątrzgałkowych.

Znane i powszechnie stosowane dotychczas metody pomiaru ruchów skrętnych oczu są dość kosztowne, wymagają wysoce skomplikowanego sprzętu oraz ingerują w warstwę filmu łzowego oka czyniąc metody inwazyjnymi.

I tak, znana jest metoda rąbka rogówki, która opiera się na śledzeniu granicy między rogówką a twardówką. Różnice w odbiciach w rogówce i twardówce generują kontrast, który można obserwować za pomocą fotodetektorów zamontowanych po obu stronach gałki ocznej. Metoda wykorzystuje czujniki zamontowane na głowę w uchwycie. Pojedyncze stosowanie tej metody ma tę wadę, iż samodzielnie ruchy głowy mają duży wpływ na błędy w obliczaniu ruchów oczu. Podobną do metody rąbka rogówki jest metoda śledzenia źrenicy, w której bada się granicę między źrenicą a tęczówką. Istotną zaletą tej metody w porównaniu do przedstawionej powyżej jest okoliczność, iż źrenica jest mniej osłonięta przez powiekę oka aniżeli rąbek rogówki i granica ta jest bardziej wyraźna, co przekłada się na większą dokładność badania. Wadą tej metody jest niższy kontrast w porównaniu do metody pierwszej. Metoda wyznaczania ruchu gałki ocznej za pomocą śledzenia źrenicy dzieli się na dwa typy ze względu na typ oświetlenia. Pierwszy typ to metoda jasnej źrenicy, która opiera się na oświetleniu źrenicy osiowo skolimowanym światłem podczerwonym, przez co oświetlona źrenica staje się jasna. Drugi typ to metoda ciemnej źrenicy, w której źrenica oświetlana jest pozaosiowym rozproszonym światłem podczerwonym przez co źrenica widziana jest jako ciemniejsza niż tęczówka. W metodzie opierającej się na odbiciach Purkinjego porównuje się odbicie od pierwszej powierzchni rogówki (pierwsze odbicie Purkinjego) z odbiciem od tylnej powierzchni soczewki (czwarte odbicie Purkinjego). Mierzone jest względne przemieszczenie pomiędzy tymi odbiciami do kształtu i rozmiaru źrenicy, która odpowiada za punkt odniesienia. Ponieważ oświetlenie podczerwone załamuje się i odbija wielokrotnie od powierzchni rogówki i soczewki metoda ta jest nieefektywna i wymaga relatywnie mocnego źródła oświetlenia. Metoda bazująca na perymetrii plamki ślepej polega na obserwacji zmiany położenia ujścia nerwu wzrokowego na siatkówce oka ludzkiego. Zmianę kąta skrętu oka wyznacza się poprzez obliczenie zmian położenia tarczy nerwu wzrokowego pomiędzy obrazem referencyjnym a obrazem, gdy głowa jest obrócona o pewien kąt. Metoda opierająca się na obserwacji żył twardówkowych została po raz pierwszy wykorzystana przez von Helmholtza. Metoda ta opiera się na fotografowaniu naturalnym punktów orientacyjnych jakimi są żyły twardówkowe podczas obrotu głowy wokół osi nosowo-potylicznej. Kanzaki (1975, 1978) i Inatomi et al. (1978) natomiast zaproponowali metodę bazującą na funduskopii w podczerwieni. Wykorzystano tu funduskamerę by obserwować zmiany położenia charakterystycznych punktów siatkówki. Zaletą tej metody jest niewątpliwie wysoka dokładność otrzymanych wyników, jednak by wykonać te pomiary należy zastosować środki rozszerzające źrenicę, by móc otrzymać obraz dna oka. Metody tej nie można zastosować u pacjentów z zaćmą, ponieważ zmętniała soczewka uniemożliwia uzyskanie obrazu siatkówki. Metoda opierająca się na wykorzystaniu specjalnie zaprojektowanej soczewki twardówkowej (ang. scleral search coil) została wynaleziona przez Robinsona. W masę soczewki twardówkowej wtapia się wykonaną z miedzianego przewodu specjalną cewkę, która umieszczona w polu magnetycznym daje informację o swoim kątowym położeniu. Umożliwia ona, jak metoda funduskopii w podczerwieni, ciągłą rejestrację zmian w położeniu oka. Wadą metody jest jej inwazyjność, a mianowicie konieczne jest umieszczenie specjalnie zaprojektowanej dla każdego pacjenta soczewki twardówkowej z cewką. Videookulografia (3D-VOG) została również wykorzystana jako metoda umożliwiająca pomiar ruchów torsyjnych oka. Ta nieinwazyjna metoda optyczna polega na zastosowaniu kamer wideo pracujących w podczerwieni. Po kalibracji wyznaczany jest wzorzec referencyjny, obraz wzorcowy względem któ-

rego obliczane są później kolejne położenia oka. Zaletą tego rozwiązania jest duża dokładność otrzymanych wyników i mała inwazyjność w układ oka ludzkiego, wadą natomiast jest niski kontrast uzyskanych obrazów oraz wysokie koszty sprzętu, którego należy użyć do przeprowadzenia badania.

Z niemieckiego dokumentu patentowego DE19954047A1 znany jest sposób pomiaru ruchów torsyjnych oka w czasie rzeczywistym. W rozwiązaniu oko jest oświetlane rozproszonym światłem podczerwonym, a jego obraz rejestrowany jest przez czujnik optoelektroniczny do wykrywania sekwencji obrazów oka. Przed wykonaniem pomiarów należy nanieść na spojówkę przynajmniej dwa znaki odniesienia (widoczne w podczerwieni) używając nietoksycznego barwnika. Po ustaleniu współrzędnych dla neutralnego punktu odniesienia, jakim jest środek źrenicy (gdy osoba badana patrzy na wprost), uzyskuje się sekwencję obrazów dla zmiennego położenia głowy za pomocą czujnika optoelektronicznego. Uzyskane obrazy poddaje się obróbce cyfrowej wykorzystując punkty odniesienia i punkt referencyjny z obrazu początkowego. Następnie wyznaczany jest kąt obrotu oka jako miara położenia poziomego, pionowego i skrętnego oka. Wykorzystanie barwników do wykonywania znaków na spojówce znane jest również z opisu patentowego JP-A 04-329925. Znaki nanosi się za pomocą pędzla, długopisu lub dyszy i służą one do monitorowania ruchów gałek ocznych. Do wytworzenia znaków wykorzystuje się nietoksyczną mieszaninę sadzy i szybko schnących środków wiążących takich jak alkohol polisacharydowy albo alkohol poliwinylowy. Barwnik usuwa się przy użyciu wody.

Z amerykańskiego dokumentu patentowego US2013/0162947A1 znany jest sposób mierzenia ruchów torsyjnych oka wykorzystujący minimum dwa zarejestrowane obrazy oka. Znajdowane są obszary odpowiadające sobie na obrazach i wyznaczany jest kąt obrotu pomiędzy nimi na podstawie histogramów kierunkowych, na przykład gradientu, czy stycznego kierunku charakterystycznego elementu, na przykład naczyń krwionośnych twardówki czy stempli twardówkowych. Kąt obrotu wyznaczony jest na podstawie przesunięć kierunku w histogramach pierwszego i drugiego obrazu.

Wspomniane powyżej metody charakteryzują się dość znaczną ingerencją w układ optyczny oka, są inwazyjne, wymagają w wielu przypadkach stosowania markerów obrotu, absorbują pacjenta, przez co pomiar obarczony jest błędem subiektywizmu pomiarowego, jak również wymagają rozbudowanych układów pomiarowych.

Prezentowane poniżej rozwiązanie ma na celu ominięcie lub rozwiązanie powyższych problemów. Stanowiący przedmiot według wynalazku aparat pomiarowy pozwala na prowadzenie badania kompensacyjnych postawnych ruchów skrętnych gałki ocznej, które zapewniają wysoce obiektywny wynik oraz są wolne od ingerencji pomiarowej zarówno w układ optyczny oka, jak i sferę psychologiczną interakcji mózgowo-mięśniowych sterujących procesem widzenia.

Sposób badania ruchów torsyjnych oka, w którym głowę utrzymywaną w uchwycie na głowę obraca się wokół osi nosowo-potylicznej, przy czym oko podczas tych obrotów utrzymuje się w osi optycznej układu pomiarowego, przy pomocy którego na matrycy światłoczułej dokonuje się rejestracji obrazów oka w różnych, zadanych pozycjach obrotu głowy, przy czym przed dokonaniem rejestracji ostrość obrazu oka na matrycy światłoczułej ustawia się obiektywem umiejscowionym w osi optycznej układu pomiarowego, **według wynalazku charakteryzuje się tym**, iż na matrycy światłoczułej rejestruje się obrazy konoskopowe rogówki oka, które generuje się polaryzatorem kołowym umiejscowionym przed obrotowym uchwytem na głowę w osi optycznej układu pomiarowego, przy czym na czas rejestracji obrazów konoskopowych oko oświetla się jednorodną wiązką światła białego, którą wytwarza się zestawionym z kolimatorem oświetlaczem światła białego, który wiązkę światła białego rzuca na usytuowaną pomiędzy obiektywem a polaryzatorem kołowym, w osi optycznej układu pomiarowego i do niej pod kątem 45° , płytkę światłodziącą, od której odbijająca się wiązka światła pada na oko i odbijając się od jego struktur przechodzi zwrotnie przez polaryzator kołowy, płytkę światłodziącą i obiektyw, po czym pada na matrycę światłoczułą, na koniec zarejestrowane obrazy konoskopowe oka poddaje się graficznej obróbce cyfrowej, w której obrazy pozostałych obszarów oka za wyjątkiem tęczy zaciemnia się, środki pozyskanych obrazów przesuwają się do jednego punktu, a następnie wykorzystując trzy przestrzenie kolorów w odniesieniu do obrazu referencyjnego wyznacza się kompensacyjny kąt obrotu oka γ , który ustala się jako różnicę pomiędzy kątem obrotu głowy α a kątem obrotu oka β , który jest tożsamy z kątem obrotu izochrom figury konoskopowej rogówki.

Aparat pomiarowy zbudowany z układu pomiarowego utworzonego z rejestrującej obraz rogówki oka matrycy światłoczułej, przed którą umiejscowiony jest obiektyw służący do regulacji ostrości obrazu przedniej części oka na matrycy światłoczułej, oraz wyposażonego we wskaźnik kąta obrotu głowy obrotowego uchwytu na głowę, który gałkę oczną osadzonej w nim głowy pozycjonuje w osi optycznej układu pomiarowego, **według wynalazku charakteryzuje się tym**, iż przed obrotowym uchwytem na

głowę umiejscowiony jest polaryzator kołowy generujący obrazy konoskopowe rogówki oka a pomiędzy obiektywem i polaryzatorem kołowym umiejscowiona jest pod kątem 45° względem osi optycznej układu pomiarowego płytka światłodzielaćca zestawiona z umiejscowionym nad nią i zestawionym z kolimatorem oświetlaczem światła białego wprowadzającym do układu pomiarowego jednorodną wiązkę światła, która odbita od płytki światłodzielaćcej i po przejściu przez polaryzator kołowy pada na oko i odbijając się od niego, tworzy, przechodzący kolejno przez polaryzator kołowy, płytkę światłodzielaćcą oraz obiektyw, obraz struktury rogówki, który rejestrowany jest przez matrycę światłoczułą.

Rozwiązanie według wynalazku umożliwia zastosowanie metody badania ruchów torsyjnych oka opierającej się na wykorzystaniu właściwości dwójłomnych rogówki ludzkiego oka. Jak wykazano w licznych badaniach rozkład dwójłomności w rogówce nie jest radialnie symetryczny, jest kwazi-prostokątny i można wyróżnić w nim charakterystyczne osie, co pozwala na określenie kąta obrotu oka. Zaletą według wynalazku jest, iż poprzez zastosowanie polaryzatora kołowego brak jest izoklin widocznych na zarejestrowanym obrazie. Powyższe właściwości można zaobserwować w układzie polaryskopowym według wynalazku.

Przedmiot wynalazku został uwidoczniiony na rysunku, na którym fig. 1 przedstawia aparat pomiarowy do badania ruchów torsyjnych oka w schemacie, fig. 2 obrotowy uchwyt na głowę w widoku z przodu, fig. 3 zależność pomiędzy względnym kątem obrotu oka a kątami obrotu głowy i kątem obrotu oka, fig. 4 obraz zarejestrowanego oka w układzie według wynalazku oraz dwa obrazy zarejestrowanego oka po obróbce cyfrowej, z których obraz drugi przedstawia oko przy obrocie głowy o 30° , fig. 5 zdjęcie uchwytu na głowę, płytki światłodzielaćcej i polaryzatora kołowego, a fig. 6 zdjęcie uchwytu na głowę z usytuowaną w nim głową pacjenta, którego oko znajduje się w osi optycznej układu pomiarowego.

Aparat pomiarowy do badania ruchów torsyjnych oka w przykładzie wykonania według wynalazku zbudowany jest z układu pomiarowego 1 oraz wyposażonego we wskaźnik kąta obrotu głowy 2a obrotowego uchwytu na głowę 2, który gałkę oczną 4 utrzymywanej w nim głowy pozycjonuje w osi optycznej 3 układu pomiarowego 1. Układ pomiarowy 1 zbudowany jest z umiejscowionego przed obrotowym uchwyciem na głowę 2 polaryzatora kołowego 1a generującego obrazy konoskopowe rogówki oka oraz umiejscowionej za nim rejestrującej obraz rogówki oka matrycy światłoczułej 1b, przed którą umiejscowiony jest obiektyw 1c służący do regulacji ostrości obrazu przedniej części oka na matrycy światłoczułej 1b. Pomiędzy obiektywem 1c a polaryzatorem kołowym 1a umiejscowiona jest pod kątem 45° względem osi optycznej 3 układu pomiarowego 1 płytka światłodzielaćca 1d zestawiona z umiejscowionym nad nią i zestawionym z kolimatorem 1f oświetlaczem 1e światła białego wprowadzającym do układu pomiarowego 1 jednorodną wiązkę 5 światła białego, która odbita od płytki światłodzielaćcej 1d i po przejściu przez polaryzator kołowy 1a pada na oko i odbijając się od niego, tworzy, przechodzący kolejno przez polaryzator kołowy 1a, płytkę światłodzielaćcą 1d oraz obiektyw 1c, obraz struktury rogówki, który rejestrowany jest przez matrycę światłoczułą 1b. Na potrzeby wynalazku stosuje się znany ze stanu techniki polaryzator kołowy 1a, który zbudowany jest liniowego polaryzatora oraz achromatycznej ćwierćfalówki ustawionej pod kątem azymutu równym 45° w odniesieniu do kąta azymutu polaryzatora liniowego. Na potrzeby wynalazku można zastosować:

- obiektyw o następujących parametrach: jasność 3.5–4.8, ogniskowa 80–100 mm,
- matrycę światłoczułą można zastosować o rozdzielczości co najmniej 800x600 pikseli (może być aparat fotograficzny cyfrowy bez obiektywu),
- kolimator o ogniskowej 130 mm,
- polaryzator kołowy fotograficzny typu CIR-PL.

Realizacja sposobu według wynalazku polega na tym, iż emitowane przez oświetlacz 1e białe światło przeprowadza się przez formujący je w jednorodną wiązkę 5 światła białego kolimator 1f, po czym wiązkę 5 światła białego na płycie światłodzielaćcej 1d załamuje się pod kątem 45° i przez polaryzator kołowy 1a i kieruje się ją na utrzymywanej w osi optycznej 3 układu pomiarowego 1 gałkę oczną 4. Gałka oczna 4 w osi optycznej 3 utrzymywana jest poprzez osadzenie głowy pacjenta w obrotowym uchwycie na głowę 2. Padająca na oko wiązkę 5 światła białego odbija się od jego struktur i zawracając przechodzi zwrotnie przez polaryzator kołowy 1a, a następnie przez płytkę światłodzielaćcą 1d i obiektyw 1c, po czym pada na matrycę światłoczułą 1b, która połączona z jednostką do przetwarzania danych 6 rejestruje jej obraz. Obiektyw 1c, przy każdorazowym pomiarze ustawia się tak, by uzyskać ostry obraz figur konoskopowych (izochrom) na powierzchni rejestrującej go matrycy światłoczułej 1b.

Zastosowanie w układzie pomiarowym 1 polaryzatora kołowego 1a sprawia, iż w rejestrowanym za pomocą matrycy światłoczułej 1b obrazie nie są widoczne izochliny. W przedstawionym układzie otrzymuje się obrazy figur konoskopowych rogówki (izochrom). Rejestrowane izochromy rogówkowe mają czworoboczny kształt z dwoma wyróżnionymi osiami (górną-dolną i nosowo-skroniową). Wzór ten różni się pomiędzy kolejnymi oczami, jednak jest cechą charakterystyczną dla każdego oka i nie zmienia się podczas obrotu głowy. Analiza obrazów kolejnych, rejestrowanych po obrocie głową izochromów rogówkowych pozwala na wyznaczenie kątów obrotu kompensacyjnych ruchów torsyjnych oka. Poprzez zastosowanie polaryzatora kołowego 1a eliminuje się z obrazu prążki interferencyjne przebiegające przez punkty, w których jeden z kierunków głównych pokrywa się z płaszczyzną polaryzacji światła, dzięki czemu w obrazie pozostają tylko izochromy (prążki interferencyjne o tych samych różnicach opóźnień fazowych). Zastosowanie polaryzatora kołowego 1a powoduje, że rozkład natężenia światła nie zależy od kąta obrotu ośrodka liniowo dwójłomnego, czyli w tym przypadku rogówki oka. Metoda pomiaru jest metodą nieinwazyjną, dzięki czemu uzyskane dane są bardziej wiarygodne, a sam pomiar mniej uciążliwy dla osoby badanej. Wyniki analizy powtarzalności metody wykazują wysoką powtarzalność, co wskazuje, że wykorzystanie figur konoskopowych do pomiarów kompensacyjnych ruchów torsyjnych oczu może być wykorzystywane jako wiarygodna metoda pomiarowa. Uchwyt na głowę 2 umożliwia obrót głowy wokół osi nosowo-potylicznej (przednio-tylnej) w sposób kontrolowany. Głowa badanej osoby obracana jest wokół osi nosowo-potylicznej. Po każdej zmianie kąta obrotu głowy rejestruje się za pomocą matrycy światłoczułej 1b obrazy figur konoskopowych rogówki. Zarejestrowane obrazy są następnie analizowane za pomocą programu w środowisku Matlab®. Względny/kompensacyjny kąt obrotu oka γ definiuje się jako różnicę pomiędzy kątem obrotu głowy α a kątem obrotu oka β , który jest tożsamy z kątem obrotu izochrom figury konoskopowej rogówki (fig. 4). Kąt β obrotu izochrom po obrocie głowy oblicza się w odniesieniu do obrazu referencyjnego – głowa jest usytuowana na wprost układu optycznego, a kąt obrotu głowy wynosi 0° . Procedura pomiarowo-obliczeniowa jest następująca. Głowę badanego pacjenta umieszcza się w obrotowym uchwycie na głowę 2 z podpórką na brodzie i tak ustawia (przesuwając uchwyt wraz z głową w płaszczyźnie prostopadłej do osi układu), by w początkowym położeniu uzyskać ostry obraz oka na matrycy światłoczułej 1b, co z kolei uzyskuje się przesuwając obiektyw 1c wzdłuż osi optycznej 3 układu pomiarowego 1. Potem rejestruje się zdjęcie oka z figurami konoskopowymi. Podczas rejestracji osoba badana skupia swój wzrok na punkcie fiksacyjnym, którym jest zazwyczaj obraz źródła światła postrzegany w nieskończoności, czyli oko jest wolne od zjawiska akomodacji. Następnie osoba przeprowadzająca badanie obraca uchwyt na głowę 2 wraz z głową pacjenta o określony kąt (kąt jest widoczny na podziałce widniejącej na uchwycie na głowę 2) i rejestruje kolejne ustawienie oka. Po przeprowadzonych pomiarach osoba badana ściąga głowę z uchwytu. Zebrane obrazy następnie poddawane są analizie numerycznej. Analiza obrazu składa się z dwóch części i przeprowadzana jest przy użyciu programu napisanego w środowisku Matlab®. W pierwszej części uzyskany obraz przygotowuje się do graficznej analizy kąta rotacji figur konoskopowych. Z otrzymanego obrazu wykrywany jest obszar odpowiedzialny za tęczę a pozostałe obszary (twardówka, źrenica, rzęsy i powieki) zostają zaciemnione. Następnie środki wszystkich uzyskanych obrazów zostają przesunięte do jednego punktu. Punkt odpowiedzialny za środek źrenicy wypada na wszystkich obrazach w tym samym miejscu. W kolejnym etapie analizy obrazu wykorzystuje się trzy przestrzenie kolorów (HSV, RGB i czarno-biały) do wyznaczenia kąta obrotu oka. Kolejny etap analizy graficznej polega na obliczeniu kąta obrotu oka w odniesieniu do obrazu referencyjnego znajdując współrzędne korelacji. Obraz rolowany jest o nieznany kąt i wyznaczane jest minimum funkcji, które odpowiada kątowi obrotu obrazu. Kąt obrotu obrazu jest to kąt obrotu oka β . Znając kąt obrotu oka β a także kąt α , o który została obrócona głowa, możliwe jest obliczenie względnego/kompensacyjnego kąta obrotu oka γ zgodnie z przedstawioną powyżej definicją.

Zastrzeżenia patentowe

1. Sposób badania ruchów torsyjnych oka, w którym głowę utrzymywaną w uchwycie na głowę obraca się wokół osi nosowo-potylicznej, przy czym oko podczas tych obrotów utrzymuje się w osi optycznej układu pomiarowego, przy pomocy którego na matrycy światłoczułej dokonuje się rejestracji obrazów oka w różnych, zadanych pozycjach obrotu głowy, przy czym przed dokonaniem rejestracji ostrość obrazu oka na matrycy światłoczułej ustawia się obiektywem

umiejscowionym w osi optycznej układu pomiarowego, **znamienny tym**, że na matrycy światłoczułej (1b) rejestruje się obrazy konoskopowe rogówki oka, które generuje się polaryzatorem kołowym (1a) umiejscowionym przed obrotowym uchwytem na głowę (2) w osi optycznej (3) układu pomiarowego (1), przy czym na czas rejestracji obrazów konoskopowych oko oświetla się jednorodną wiązką (5) światła białego, którą wytwarza się zestawionym z kolimatorem (1f) oświetlaczem (1e) światła białego, który wiązkę (5) światła białego rzuca na usytuowaną pomiędzy obiektywem (1c) a polaryzatorem kołowym (1a), w osi optycznej (3) układu pomiarowego (1) i do niej pod kątem 45° , płytkę światłodziącą (1d), od której odbijająca się wiązka światła (5) pada na oko i odbijając się od jego struktur przechodzi zwrotnie przez polaryzator kołowy (1a), płytkę światłodziącą (1d) i obiektyw (1c), po czym pada na matrycę światłoczułą (1b), na koniec zarejestrowane obrazy konoskopowe oka poddaje się graficznej obróbce cyfrowej, w której obrazy pozostałych obszarów oka za wyjątkiem tęczy zaciemnia się, środki pozyskanych obrazów przesuwają się do jednego punktu, a następnie wykorzystując trzy przestrzenie kolorów w odniesieniu do obrazu referencyjnego wyznacza się kompensacyjny kąt obrotu oka γ , który ustala się jako różnicę pomiędzy kątem obrotu głowy α a kątem obrotu oka β , który jest tożsamy z kątem obrotu izochrom figury konoskopowej rogówki.

2. Aparat pomiarowy do realizowania sposobu określonego w zastrz. 1, zbudowany z układu pomiarowego utworzonego z rejestrującej obraz rogówki oka matrycy światłoczułej, przed którą umiejscowiony jest obiektyw służący do regulacji ostrości obrazu przedniej części oka na matrycy światłoczułej, oraz wyposażonego we wskaźnik kąta obrotu głowy obrotowego uchwyty na głowę, który gałkę oczną osadzonej w nim głowy pozycjonuje w osi optycznej układu pomiarowego, **znamienny tym**, że przed obrotowym uchwytem na głowę (2) umiejscowiony jest polaryzator kołowy (1a) generujący obrazy konoskopowe rogówki oka a pomiędzy obiektywem (1c) i polaryzatorem kołowym (1a) umiejscowiona jest pod kątem 45° względem osi optycznej (3) układu pomiarowego (1) płytkę światłodziącą (1d) zestawiona z umiejscowionym nad nią i zestawionym z kolimatorem (1f) oświetlaczem (1e) światła białego wprowadzającym do układu pomiarowego (1) jednorodną wiązkę (5) światła białego, która odbita od płytki światłodziącej (1d) i po przejściu przez polaryzator kołowy (1a) pada na oko i odbijając się od niego, tworzy, przechodzący kolejno przez polaryzator kołowy (1a), płytkę światłodziącą (1d) oraz obiektyw (1c), obraz struktury rogówki, który rejestrowany jest przez matrycę światłoczułą (1b).

Rysunki

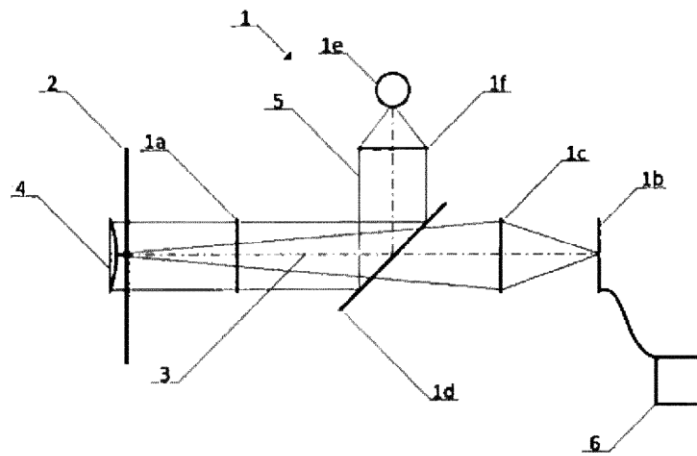


Fig. 1

2

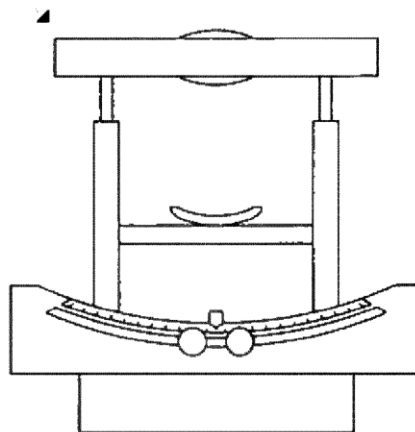


Fig. 2

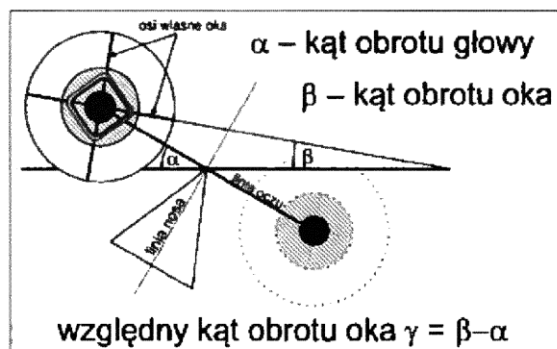


Fig. 3

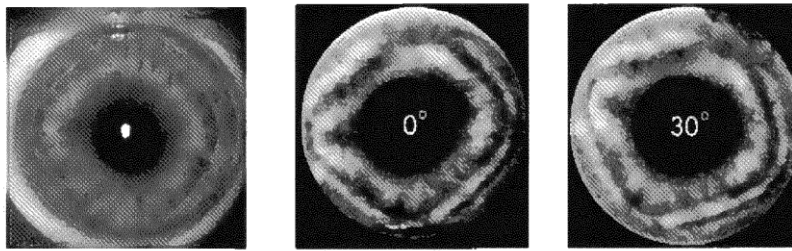


Fig. 4

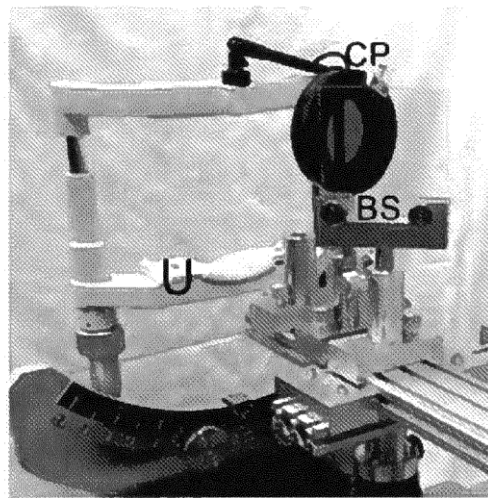


Fig. 5

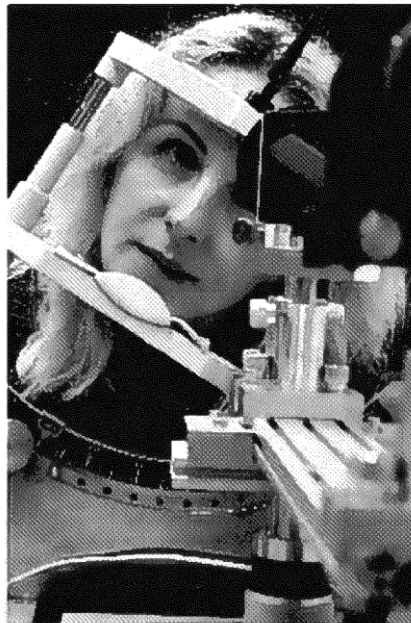


Fig. 6