

PŘIHLÁŠKA VYNÁLEZU

Zveřejněná podle §31 zákona č. 527/1990 Sb.

(21) Číslo dokumentu:

2018-431

(13) Druh dokumentu: **A3**

(51) Int. Cl.:

A61B 3/12

(2006.01)

(19)
ČESKÁ
REPUBLIKA

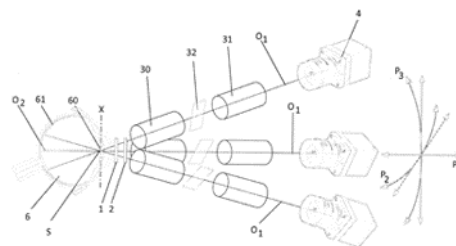


ÚŘAD
PRŮMYSLOVÉHO
VLASTNICTVÍ

(22) Přihlášeno: **24.08.2018**

(40) Datum zveřejnění přihlášky vynálezu: **04.03.2020**
(Věstník č. 10/2020)

- (71) Přihlašovatel:
Vysoké učení technické v Brně, Brno, Veveří, CZ
- (72) Původce:
prof. Ing. Martin Drahanský, Ph.D., Brno, Komín,
CZ
Ing. Josef Hájek, Ph.D., Hovězí, CZ
- (74) Zástupce:
Ing. Dobroslav Musil, patentová kancelář, Ing.
Dobroslav Musil, Zábrdovická 801/11, 615 00
Brno, Zábrdovice



- (54) Název přihlášky vynálezu:
**Zařízení pro snímání očního pozadí a
způsob jeho činnosti**

- (57) Anotace:
Řešení se týká zařízení pro snímání očního pozadí, které obsahuje osvětlovací prostředky (2), adaptivní optickou soustavu (3), snímací jednotku (4) a elektronickou jednotku (7), přičemž osvětlovací prostředky (2), optická jednotka (3) a snímací jednotka (4) jsou uloženy na polohovacím prostředku pro přesné polohování optické osy (O_1) zařízení do optické osy (O_2) snímaného oka (6). Adaptivní optická soustava (3) a snímací jednotka (4) jsou v rámci polohovacího prostředku pro přesné polohování optické osy dále uloženy na společném sférickém polohovacím systému, jehož středem (S) otáčení je průsečík optické osy (O_1) zařízení s rovinou (X) pupily snímaného oka (6).

Zařízení pro snímání očního pozadí a způsob jeho činnosti

Oblast techniky

5

Vynález se týká zařízení pro snímání očního pozadí, které obsahuje osvětlovací prostředky, adaptivní optickou soustavu, snímací jednotku a elektronickou jednotku.

Dosavadní stav techniky

Medicínské využití snímání duhovky a sítnice oka je předmětem US 2008/018855 A1, US 2012/150064 A1, WO 0 199 027 A2 a dalších.

15 Z US 2008/018855 A1 je známo řešení pro zjišťování aberace lidského oka a automatického vyhodnocování potřebné korekce pomocí promítání speciálních obrazců na plochy oka a jejich snímání digitálním snímačem, např. CCD kamerou, s následným automatickým vyhodnocením. Systém využívá poměrně složitou strukturu 3D polohování části optické soustavy k tomu, aby získal kvalitní obraz. Systém jako takový je zaměřen na automatizaci procesu určení potřebné
20 korekce očních vad z oblasti dioptrických korekcí, jako je refrakce a astigmatismus atd.

Z US 2012/150064 A1 je znám způsob pro provádění procedur na základě snímání biometrických údajů z lidského oka. Pro vylepšení získaných obrazů se používá PSPGD optimalizace obrazu za účelem snížení nákladů a zmenšení zařízení v porovnání s doposud
25 známými optickými systémy pro snímání.

Z WO 0 199 027 A2 je známo identifikační zařízení se vzdáleným datovým přístupem, které je použitelné k identifikaci osob v krizových situacích, kdy identifikovaná osoba není sama schopna poskytnout potřebné údaje. Systém má podobu přenosného zařízení, které disponuje prostředky
30 pro snímání biometrických údajů z lidského oka (duhovky, sítnice) a dále disponuje komunikačními prostředky pro spojení se základnou, ze které na základě zaslaných nasnímaných biometrických údajů oka osoby zpětně získá údaje o identitě osoby, zdravotním stavu, případně i údaje k podmínkám resuscitace dotčené osoby atd.

35 Z CZ 305 278 je známo oftalmologické diagnostické zařízení obsahující osvětlovací prostředky, které jsou uspořádány v tubusu osvětlovací jednotky, před kterým je zařazen okulár, přičemž za tubusem osvětlovací jednotky je zařazena adaptivní optická soustava, za kterou je zařazena snímací jednotka. Osvětlovací jednotka, adaptivní optická soustava a snímací jednotka jsou napojeny na elektronickou jednotku, která je spřažena s expertním systémem očních chorob a vad
40 a s databází snímků pacientů. Osvětlovací jednotka obsahuje osvětlení pro získání snímků sítnice, které obsahuje zaostřovací zdroj infračerveného světla IR o vlnové délce 780 nm a zdroj viditelného bílého světla pro získání barevného snímku sítnice nebo zdroj světla z oblasti „modrozelené“ části spektra o vlnové délce 500 nm ± 100 nm. Elektronická jednotka přitom obsahuje prostředky pro zpracování obrazových dat a pro extrakci markantních rysů oka a/nebo
45 prostředky pro extrakci markantních rysů z nasnímaných vzorků za účelem automatizovaného oftalmologického vyšetření oka a/nebo prostředky pro vytvoření biometrické šablony a/nebo prostředky pro import biometrické šablony a/nebo prostředky pro porovnání aktuálních extrahovaných rysů oka a/nebo prostředky pro vydání rozhodnutí o shodě či neshodě porovnávaných biometrických šablon. Elektronická jednotka případně obsahuje prostředky pro
50 automatický a/nebo manuální výběr zájmového místa vyšetřovaného oka. Zařízení pracuje tak, že se získává snímek sítnice a/nebo duhovky oka pacienta, přičemž proces získání snímku sítnice a/nebo duhovky oka pacienta a jeho vyhodnocení se provádí v automatickém režimu, při kterém se po nasnímání oka automaticky provede předzpracování dat pro získání snímků, a následně se získané předzpracované snímky použijí jako vstupní údaje pro navázaný expertní systém.
55 Získané snímky pacientova oka se pro konkrétního pacienta bezpečně a v digitální podobě uloží.

Určitá nevýhoda tohoto řešení se ukazuje při praktické realizaci automatického snímání, kdy je potřeba nasnímat co největší plochu očního pozadí a přitom zachovat parametry snímání a korekci optických vad snímaného oka.

- 5 Další řešení jsou známa např. z US5742374, US7798642, US20130329032 nebo US8836778B2, jejichž nevýhodou je však absence automatického provedení a zpracování vyšetření.

Cílem vynálezu je odstranit nebo alespoň snížit nevýhody dosavadního stavu techniky.

10

Podstata vynálezu

Cíle vynálezu je dosaženo zařízením pro snímání očního pozadí, jehož podstata spočívá v tom, že adaptivní optická soustava a snímací jednotka jsou v rámci polohovacího prostředku pro přesné polohování optické osy dále uloženy na společném sférickém polohovacím systému, jehož středem otáčení je průsečík optické osy zařízení s rovinou pupily snímaného oka.

Podstata způsobu činnosti zařízení pro snímání očního pozadí spočívá v tom, že adaptivní optickou soustavou a snímací jednotkou se před získáním každého obrazu sítnice společně pootočí kolem středu tvořeného průsečíkem optické osy zařízení s rovinou pupily snímaného oka, načež se v takových pootočených polohách získají obrazy různých oblastí sítnice snímaného oka a tyto obrazy se následně složí do jednoho celkového obrazu sítnice pro následné vyhodnocení.

Podstata dalšího způsobu činnosti zařízení pro snímání očního pozadí spočívá v tom, že adaptivní optickou soustavou a snímací jednotkou se získá série snímků za sekundu tvořící videozáznam, přičemž během pořizování videozáznamu nebo po každém pořizovaném videozáznamu se adaptivní optickou soustavou a snímací jednotkou pootočí kolem středu tvořeného průsečíkem optické osy zařízení s rovinou pupily snímaného oka, načež se v takových pootočených polohách buď pokračuje v pořizování videozáznamu oka, nebo se zahájí pořizování nového videozáznamu oka a tyto videozáznamy se použijí pro následné vyhodnocení.

Výhodou tohoto řešení je zcela autonomní nasnímání očního pozadí pacientova oka, včetně okrajových částí, které se obvykle nevyšetřují, a to jedním přístrojem, s následným zpracováním získaných biomedicínských dat pro stanovení diagnózy případných očních vad pacienta a také s automatickým stanovením progresu nebo degrese dříve zjištěného stavu pacientova oka. Vynález dále zlepšuje diagnostiku v traumatologii, např. diagnostiku případných poškození oka po úrazu atd. Další výhodou řešení je, že je možno snímat i video oka pod IR osvětlením, čímž se např. získá časový záznam průtoku krve v sítnici oka, z čehož lze vyvodit mnoho dalších lékařských závěrů.

40

Objasnění výkresů

Vynález je schematicky znázorněn na výkrese, kde ukazuje obr. 1 celkové schéma uspořádání zařízení podle vynálezu a obr. 2 uspořádání pro korekci očních vad při snímání.

45

Příklady uskutečnění vynálezu

Vynález bude popsán na příkladu uskutečnění zařízení pro snímání očního pozadí, které obsahuje okulár 1, který jednak fixuje umístění oka 6 v poloze vhodné pro nasnímání, ale zároveň také stíní okolní světlo, takže nedochází ke zmenšování zornice 60 oka 6, kde zornice 60 reguluje přísun světla do oka 6, na úkor nasnímané plochy sítnice 61 oka 6, protože na větší nasnímané ploše sítnice 61 je možno identifikovat větší množství význačných rysů pro diagnostiku oka 6.

55

Na okulár **1** navazuje osvětlovací jednotka **2**, která obsahuje LED osvětlovací prvky pro získání obrazů sítnice **61** oka **6**. Osvětlovací jednotka **2** dále obsahuje soustavu infračervených diod vydávajících světlo z oblasti blízkého infračerveného světla (IR) do maximální vlnové délky 1000 nm, typicky např. vlnové délky 780 nm, 870 nm, 940 nm, které je určeno pro získání obrazů duhovky.

Osvětlovací jednotka **2** dále obsahuje zaostřovací zdroj infračerveného světla IR, který slouží pro zaostření adaptivní optické soustavy **3**. Osvětlovací jednotka **2** případně obsahuje alespoň jeden polarizační filtr, který ve spojení s polarizačním filtrem adaptivní optické soustavy **3** situované před snímací jednotkou **4** umožňuje odfiltrovat odlesky na povrchu/uvnitř oka **6**. Osvětlovací jednotka **2** je v neznázorněném provedení opatřena dutou kruhovou clonou, tj. clonou s mezerou ve tvaru mezikruží, která vytvoří osvětlovací paprsek s aperturou ve tvaru mezikruží, takže odražené paprsky od sítnice **61** pak procházejí středem této apertury, čímž se zajistí oddělení optické dráhy osvětlovacích paprsků a paprsků odražených od oka **6**.

V neznázorněném příkladu provedení je osvětlovací jednotka **2** opatřena prostředky pro vytvoření tzv. optického akomodačního bodu, tj. pacientem viditelného bodu, na který se pacientovo oko **6** zaměří a zaostří. Tím dojde k zarovnání optické osy pacientova oka **6** s optickou osou přístroje, což je důležité např. pro lokalizaci tzv. slepé skvrny v sítnici **61** oka **6**, tj. místa, kde optický nerv vstupuje do oka **6** a kde ústí krevní řečiště v sítnici **61**. Díky vystředění oka **6** (optické osy) je pak možné snímat sítnici **61** oka **6**, navíc hlava každého pacienta je tak vždy fixována, např. pomocí známé neznázorněné opěry pro bradu a čelo pacienta, přibližně ve stejné pozici, což ulehčuje následné (před)zpracování obrazu pomocí algoritmů pro identifikaci a extrakci význačných rysů sítnice **61** snímaného oka **6**. Bez zaměření oka **6** na akomodační bod, tj. bez zaměření a akomodace oka na akomodační bod, by bylo velmi obtížné, ne-li dokonce nemožné, nasnímat sítnici **61** oka **6**.

Za osvětlovací jednotkou **2** je uspořádána adaptivní optická soustava **3**, která obsahuje dvojici souosých, za sebou v optické ose uspořádaných, tubusů **30**, **31**. Ve směru od oka **6** je nejdříve uspořádán přední tubus **30**, který je samostatně vratně přestavitelný ve směru optické osy, jak je na obr. 1 znázorněno šipkou **P₁**. Samostatný pohyb **P₁** předního tubusu **30** slouží ke korekci případné optické vady snímaného oka **6**.

Ve směru od oka **6** za předním tubusem **30** je uspořádán zadní tubus **31**, který obsahuje zaostřovací prostředky pro zaostření obrazu sítnice **61** oka **6** na obrazový snímací prvek, např. CCD nebo CMOS, snímací jednotky **4**, která je uspořádána za adaptivní optickou soustavou **3**, a která je určena pro zachycení obrazu sítnice oka **6**, ať už se jedná o jednotlivé snímky (fotky) nebo o soustavu po sobě jdoucích snímků, tj. video s vhodnou snímkovou frekvencí.

Ve znázorněném příkladu provedení je adaptivní optická soustava **3** mezi oběma tubusy **30**, **31** doplněna polopropustným zrcadlem **32** pro snímání sítnice skenovacím způsobem, při kterém je jako zdroj záření použit polovodičový laser s vlnovou délkou vyzařovaného světla v oblasti středních vlnových délek (cca 500 nm ± 100 nm), kde se světelný paprsek tohoto laseru vychyluje v horizontálním a vertikálním směru pomocí dvojice galvanicky vychylovaných zrcátek a odraz tohoto světelného paprsku od sítnice se zaznamenává na fotocitlivý prvek, např. sadu fotodiód či fototranzistorů pro další zpracování. Polopropustné zrcadlo **32** odráží světlo z uvedeného laseru směrem k sítnici oka **6** a naopak propouští světlo odražené od sítnice do snímací jednotky **4**. Snímání sítnice oka lze také provést např. pomocí řádkové laserové technologie, kdy se nasnímá oční pozadí po osvětlení liniovým, tj. řádkovým, laserem. Toto pak zvyšuje přesnost snímání.

Řízení osvětlovací jednotky **2** a adaptivní optické soustavy **3** provádí buď přímo elektronika snímací jednotky **4**, nebo znázorněná elektronická jednotka **7**, která je opatřena prostředky, hardwarovými i softwarovými, pro získání obrazových a videosekvenčních dat ze snímací jednotky **4**, ale také obsahuje např. DSP (digitální signálový procesor) nebo mikrokontrolér,

případně FPGA prvek, vnitřní paměť, komunikační rozhraní, např. Ethernet, USB, prostředky pro bezdrátový přenos, a další potřebné elektronické komponenty pro řízení činnosti zařízení a vyhodnocení získaných snímků. Elektronická jednotka **7** také případně obsahuje prostředky pro zapnutí či vypnutí optického akomodačního bodu, příp. změnu intenzity či barvy jeho svitu.

5

Zařízení dále obsahuje první polohovací prostředek pro přesné polohování optické osy **O₁** zařízení do optické osy **O₂** snímaného oka **6**, a to za účelem optimalizace snímání. Na prvním polohovacím prostředku je tak uložen okulár **1**, osvětlovací jednotka **2**, adaptivní optická soustava **3** a snímací jednotka **4**, což umožňuje přesné polohování těchto uzlů optickou osou **O₁** zařízení do optické osy **O₂** snímaného oka **6**. Zaostrňování obrazu a pohyb **P₁** předního tubusu **30** tak probíhají v optické ose **O₁** zařízení.

10

Adaptivní optická soustava **3** a snímací jednotka **4** jsou v rámci prvního polohovacího prostředku dále uloženy na společném sférickém polohovacím systému, jehož středem **S** otáčení je průsečík optické osy **O₁** zařízení s rovinou **X** pupily snímaného oka **6**, takže optická soustava **3** a snímací jednotka **4** jsou vratně výkyvné kolem středu **S**, navíc pohyblivé po kulové ploše, jak je znázorněno na obr. 2 v kruhových směrech **P₂** a **P₃**, což umožňuje aby optická osa **O₁** zařízení byla naklopitelná vůči optické ose **O₂** snímaného oka **6** a tím, aby optická soustava **3** a snímací jednotka **4** mohly obsáhnout větší plochu sítnice snímaného oka **6**, a to i včetně okrajových částí sítnice, které se dnes často nevyšetřují. Optická soustava **3** a snímací jednotka **4** se tedy vychylují vůči snímanému oku **6** tak, že středem tohoto otáčení je bod na pupile snímaného oka **6**, což je jediný pevný bod snímání. Pro zjednodušení konstrukce i provozu jsou optická soustava **3** a snímací jednotka **4** vratně výkyvně pohyblivé kolem středu **S** pouze po kruhové dráze přímo ve směru **P₂** a přímo ve směru **P₃**, takže k vychýlení optické soustavy **3** a snímací jednotky **4** dochází pouze ve dvou na sebe kolmých kruhových směrech, např. v horizontálním nebo vertikálním směru atd. Velikost snímané plochy sítnice (očního pozadí) tak omezují pouze krajní body na osách **P₂** a **P₃**.

15

20

25

Zařízení podle tohoto vynálezu lze doplnit o další měření používaná v očním lékařství, jako je např. měření nitroočního tlaku, měření duhovky atd.

30

Zařízení podle vynálezu pracuje tak, že celý proces snímání probíhá v automatickém režimu, tj. pacient nemusí nijak zvlášť spolupracovat a zároveň i obsluha (lékař) má výrazně usnadněnou práci, protože chod zařízení, vyhodnocování, a celá řada úkonů jinak nutně prováděných obsluhou/lékařem je automatizována, případně i včetně určení nebo návrhu diagnózy, porovnání s minulým stavem, výběrem zájmové oblasti získaného snímku oka **6** pro podrobnější diagnostiku a automatizaci podrobnější diagnostiky, včetně automatického provedení podrobnější diagnostiky ve zvolené oblasti snímku při příští návštěvě lékaře a jejího porovnání s předchozím stavem atd.

35

40

Vlastní snímání sítnice oka **6** probíhá tak, že osoba přiloží oko **6** do oblasti okuláru **1** a zařízení provede pomocí prvního polohovacího prostředku polohování tak, aby byly sjednoceny optická osa **O₂** snímaného oka **6** a optická osa **O₁** zařízení. Následně se přední tubus **30** posune v optické ose **O₁** zařízení ve směru **P₁** pro korekci případné optické vady snímaného oka **6** a provede se zaostrění obrazu sítnice snímaného oka **6** na obrazový snímací prvek snímací jednotky **4**. Poté se snímací jednotkou **4** získá první snímek sítnice snímaného oka **6**. K nasnímání celého očního pozadí, tj. co největší rozlohy sítnice, se následně provede postupným pootáčením optické soustavy **3** a snímací jednotky **4** kolem středu **S** v kruhových směrech **P₂** a **P₃** a získáváním dalších snímků sítnice snímaného oka **6** snímací jednotkou **4**. Pro zlepšení výsledků snímání se opakovaně aktivuje akomodační bod, jehož poloha vůči optické ose **O₂** snímaného oka **6** se pro získání jednotlivých snímků sítnice nemění. Pro pacienta totiž může být náročné dívat se do zařízení bez pevného bodu, na který by se mohl pohledem zaměřit. Tím pádem se může měnit míra akomodace i úhel, pod kterým se oko **6** do přístroje dívá. Proto se mezi jednotlivými snímky rozsvěcuje akomodační bod, který zajistí, že se pacient snímaným okem **6** dívá vždy na stejné místo. Pokud by akomodační bod svítil kontinuálně, ovlivnil by výsledné snímky atd.

50

55

Testy prokázaly, že pro následné složení celkového obrazu sítnice snímaného oka **6** je postačujících celkem 5 snímků sítnice, tj. středový snímek při shodnosti optických os **O₁** a **O₂** a po jednom snímku v pootočené poloze **+P₂**, **-P₂**, **+P₃** a **-P₃**. Získané snímky sítnice, podle potřeby je možno nastavit zařízení na získání většího počtu snímků sítnice, než je zde uvedených 5, se tedy automaticky poskládají do jednoho kompletního obrazu sítnice (očního pozadí), který se následně předá buď pro provedení automatického vyhodnocení, a/nebo automatického porovnání s předchozími snímky, a/nebo vyhodnocení lékařem atd. Tímto lze zajistit rychlou, účinnou a přesnou diagnostiku celé rozlohy sítnice (očního pozadí), včetně okrajových částí, a navíc včetně možností srovnání s předchozími snímky pro sledování vývoje stavu atd. Zařízení pracuje plně automaticky, nevyžaduje téměř žádnou kooperaci se snímanou osobou.

Výše uvedený postup lze v případě potřeby modifikovat tak, že namísto statických snímků sítnice snímaného oka **6** se zařízením pořizuje videozáznam sítnice snímaného oka **6**, zejména videozáznam ve vysokém rozlišení alespoň FullHD. Videozáznamem se zde rozumí série snímků pořízených v dostatečném rozlišení a dostatečném počtu za jednotku času, např. 15 sn.s⁻¹, 24 sn.s⁻¹, 25 sn.s⁻¹, 60 sn.s⁻¹ atd. Pro zlepšení kvality pořizovaného videozáznamu se v průběhu pořizování videozáznamu případně rozsvěcuje a zhasíná akomodační bod, čímž se zajistí, že se pacient snímaným okem **6** dívá vždy na stejné místo v průběhu pořizování videozáznamu oka **6**. Videozáznam oka **6** je výhodný nejen pro vyhodnocení stavu oka **6** podobně jako při použití statických snímků, ale videozáznam umožňuje vyhodnotit i dynamické projevy oka **6**, jako je např. prokrvení očního pozadí apod. Pořízený videozáznam oka **6** se následně předá buď pro provedení automatického vyhodnocení, a/nebo automatického porovnání s předchozími videozáznamy, a/nebo pro vyhodnocení lékařem atd., případně se z pořízeného videozáznamu dodatečně pořídí statické snímky pro následné automatické vyhodnocení nebo vyhodnocení lékařem či specialistou. Tímto lze zajistit rychlou, účinnou a přesnou diagnostiku nejen celé rozlohy sítnice (očního pozadí), včetně okrajových částí, a navíc včetně možností srovnání s předchozími snímky nebo videozáznamy pro sledování vývoje stavu atd., ale je možno toto vše hodnotit i u dynamických projevů oka **6**. Zařízení přitom pracuje plně automaticky, nevyžaduje téměř žádnou kooperaci se snímanou osobou.

PATENTOVÉ NÁROKY

35

1. Zařízení pro snímání očního pozadí, které obsahuje osvětlovací prostředky (2), adaptivní optickou soustavu (3), snímací jednotku (4) a elektronickou jednotku (7), přičemž osvětlovací prostředky (2), optická jednotka (3) a snímací jednotka (4) jsou uloženy na polohovacím prostředku pro přesné polohování optické osy (**O₁**) zařízení do optické osy (**O₂**) snímaného oka (6), **vyznačující se tím**, že adaptivní optická soustava (3) a snímací jednotka (4) jsou v rámci polohovacího prostředku pro přesné polohování optické osy dále uloženy na společném sférickém polohovacím systému, jehož středem (S) otáčení je průsečík optické osy (**O₁**) zařízení s rovinou (X) pupily snímaného oka (6).

45

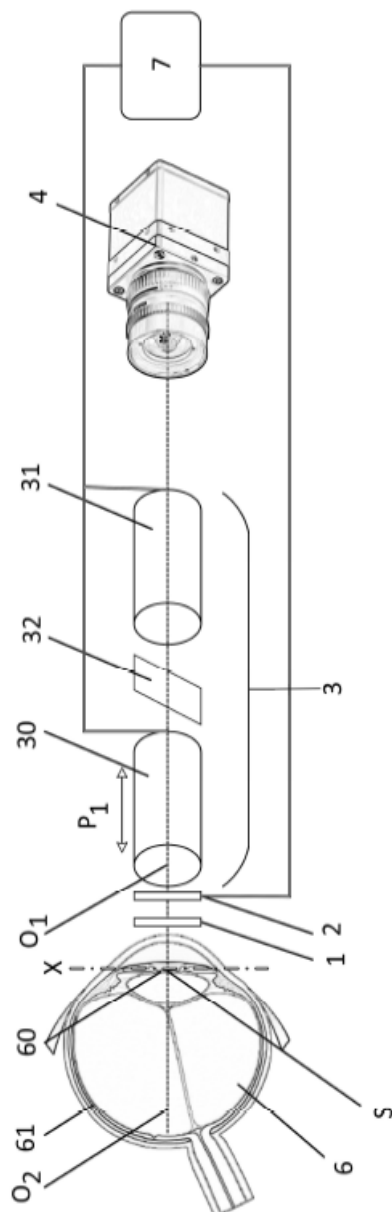
2. Zařízení pro snímání očního pozadí podle nároku 1, **vyznačující se tím**, že společný sférický polohovací systém optické soustavy (3) a snímací jednotky (4) je vratně výkyvně přestavitelný kolem středu (S) v kruhových směrech (**P₂**) a (**P₃**).

50

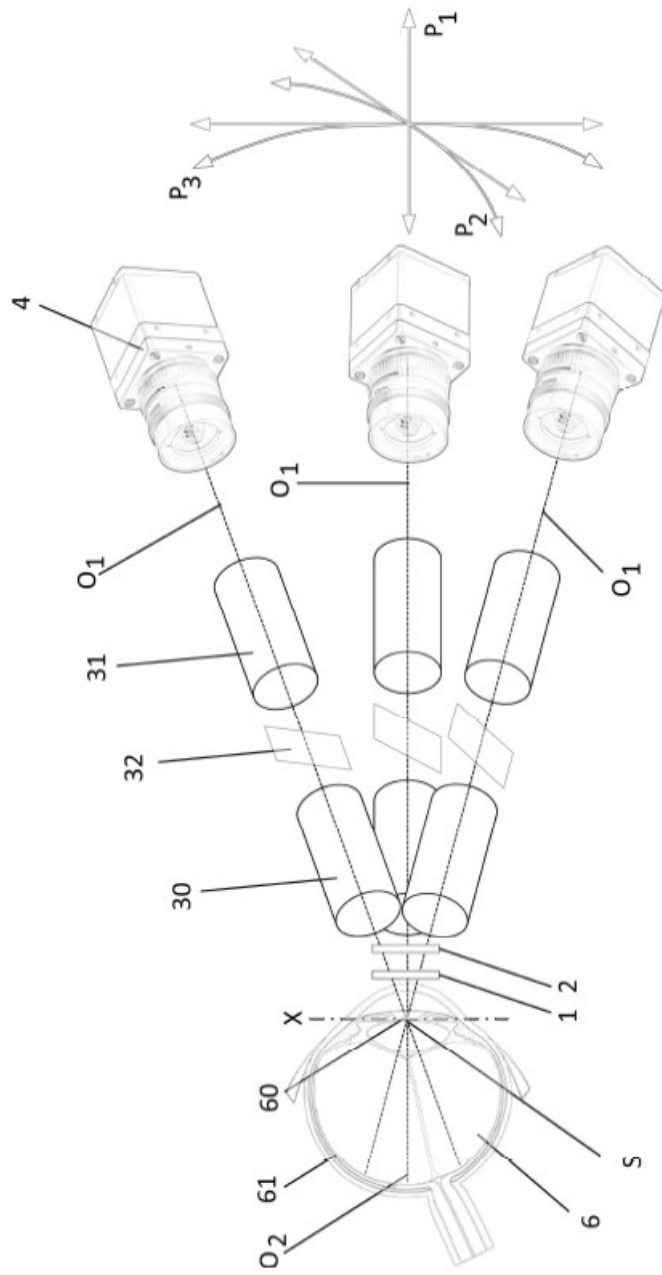
3. Zařízení pro snímání očního pozadí podle nároku 1 nebo 2, **vyznačující se tím**, že adaptivní optická soustava (3) je uspořádána ve dvojici souosých za sebou v optické ose (**O₁**) uspořádaných tubusů (30, 31), přičemž přední tubus (30) je samostatně vratně přestavitelný ve směru optické osy (**O₁**) pro korekci optické vady snímaného oka (6).

4. Způsob snímání očního pozadí zařízením podle kteréhokoli z nároků 1 až 3, při kterém se nejprve sjednotí optická osa (O_2) snímaného oka (6) s optickou osou (O_1) snímacího zařízení, načež se adaptivní optickou soustavou (3) a snímací jednotkou (4) získá snímek sítnice pro následné vyhodnocení, **vyznačující se tím**, že adaptivní optickou soustavou (3) a snímací jednotkou (4) se před získáním každého snímku sítnice společně pootočí kolem středu (S) tvořeného průsečíkem optické osy (O_1) zařízení s rovinou (X) pupily snímaného oka (6), načež se v takových pootočených polohách získají snímky různých oblastí sítnice snímaného oka (6) a tyto snímky se následně složí do jednoho celkového snímku sítnice pro následné vyhodnocení.
5. Způsob snímání očního pozadí zařízením podle kteréhokoli z nároků 1 až 3, při kterém se nejprve sjednotí optická osa (O_2) snímaného oka (6) s optickou osou (O_1) snímacího zařízení, načež se adaptivní optickou soustavou (3) a snímací jednotkou (4) získá snímek sítnice pro následné vyhodnocení, **vyznačující se tím**, že adaptivní optickou soustavou (3) a snímací jednotkou (4) se získá série snímků za sekundu tvořící videozáznam, přičemž během pořizování videozáznamu nebo po každém pořízeném videozáznamu se adaptivní optickou soustavou (3) a snímací jednotkou (4) pootočí kolem středu (S) tvořeného průsečíkem optické osy (O_1) zařízení s rovinou (X) pupily snímaného oka (6), načež se v takových pootočených polohách buď pokračuje v pořizování videozáznamu oka (6) nebo se zahájí pořizování nového videozáznamu oka (6) a tyto videozáznamy se použijí pro následné vyhodnocení.
6. Způsob podle nároku 5, **vyznačující se tím**, že z alespoň jednoho pořízeného videozáznamu oka (6) se pořídí alespoň jeden statický snímek, který se použije pro následné vyhodnocení.

2 výkresy



Obr. 1



Obr. 2