

PŘIHLÁŠKA VYNÁLEZU

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

(19)
ČESKÁ
REPUBLIKA



ÚŘAD
PRŮMYSLUVÉHO
VLASTNICTVÍ

(22) Přihlášeno: **15.11.2007**

(40) Datum zveřejnění přihlášky vynálezu: **27.05.2009**
(Věstník č. 21/2009)

(21) Číslo dokumentu:

2007-797

(13) Druh dokumentu: **A3**

(51) Int. Cl.:

A61B 3/00 (2006.01)

A61B 5/117 (2006.01)

G08B 13/194 (2006.01)

(71) Přihlašovatel:

Univerzita Palackého, Olomouc, CO, CZ

(72) Původce:

Horváth Pavel Mgr. Ph.D., Olomouc, CZ

Hrabovský Miroslav Prof. RNDr. DrSc., Olomouc, CZ

Šmíd Petr Mgr. Ph.D., Olomouc, CZ

(74) Zástupce:

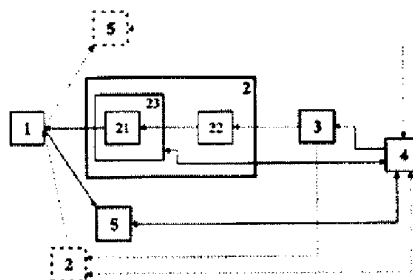
Ing. Petr SOUKUP, patentový zástupce, Vídeňská 8,
Olomouc, 77200

(54) Název přihlášky vynálezu:

**Zařízení pro bezkontaktní snímání a
kvantitativní vyhodnocování pohybu lidského
oka či obecných fyzických objektů**

(57) Anotace:

Zařízení pro bezkontaktní snímání a kvantitativní vyhodnocování pohybu lidského oka či obecných fyzických objektů využívá jev koherence zmitosti v optice, kdy sledovaný objekt (1) je osvětlován svazkem koherentního nebo kvazikoherentního záření z alespoň jednoho zdroje (22) záření, pracujícího ve viditelné, blízké infračervené nebo blízké ultrafialové oblasti spektra, a napájeného z napájecího zdroje (3) elektrického napětí. Zařízení obsahuje minimálně jeden obrazový snímač (5) umístěný ve zvolené rovině pozorování a napojený na řídicí a vyhodnocovací systém (4) změn polí koherence zmitosti. Zdroj (22) záření je součástí osvětlovacího bloku (2) obsahujícího dále osvětlovací optickou soustavu (21) polohovatelně ustavenou v motorickém translačním systému (23), který je uložen mezi pozorovaným objektem (1) a zdrojem (22) záření a je propojen s řídicím a vyhodnocovacím systémem (4).



Zařízení pro bezkontaktní snímání a kvantitativní vyhodnocování pohybu lidského oka či obecných fyzických objektů.

Oblast techniky

Vynález se týká zařízení pro bezkontaktní snímání a kvantitativní vyhodnocování změny a velikosti pohybu lidského oka či obecných fyzických objektů s využitím jevu koherenční zrnitosti v optice, vznikajícího při odrazu koherentního nebo částečně koherentního světla od difúzně rozptylujícího rozhraní nebo při průchodu tímto rozhraním.

Dosavadní stav techniky

V současné době je problematika snímání pohybu oční bulvy ve směrech transversálním a laterálním řešena mnoha způsoby, od technicky jednoduchých až po využití složitých přístrojů a zařízení, a to na různém principu. Z lékařské praxe a odborné literatury, například „*Movements of the eye*“ (Carpenter R. H. S., Pion Limited, London, 1988) nebo „*Eye Movement Basics for the Clinician, Methods to Assess Eye Position and Movement (Chapter 8)*“ (Ciuffreda K.J., Tannen B., Mosby Yearbook, St. Louis, 1995), jsou známy kontaktní i bezkontaktní metody snímání (detekce) pohybu oční bulvy. U kontaktních metod zprostředkovává informaci o pohybu oka signál generovaný, například, elektrodami umístěnými v okolí bulvy, jež se chová jako pohybující se elektrický dipól, nebo snímačem tlaku, který registruje změny v pohybu bulvy přes nestlačitelnou kapalinu jsoucí v přímém kontaktu s rohovkou oka. Druhý typ metod využívá, například, infračerveného sledovacího zařízení. Vyhodnocení signálů generovaných snímači pak podává informaci využitelnou k indikaci nemoci, popřípadě její profylaxi, nebo k řízení motorických částí mechanických systémů. Tato problematika je všeobecně známá.

Předmět vynálezu je založen na využití jevu koherenční zrnitosti v optice, popisovaného v odborné optické literatuře od konce šedesátých let dvacátého století,

většinou v souvislosti s holografií, jako například v pramenech „*An introduction to coherent optics and holography*” (Stroke G. W., Academic Press, New York and London, 1966) nebo „*Principles of holography*” (Smith H. M., John Wiley & Sons Inc., New York, 1969). Jev je nejprve popisován jako jev parazitní, později je naopak využíván jako optický interferenční jev v různých oborech lidské činnosti, jak je uváděno v publikaci „*Laser speckle and related phenomena*” (Ed. by Dainty J. C., Springer-Verlag, Berlin, 1984) nebo jak plyne například z článků „*Displacement measurement from double-exposure lasers photography*” (Archbold E., Burch J. M., Ennos A. E., Opt. Acta 19, 1972, str.253), respektive „*A study of the use of laser speckles to measure small tilt by electronic speckle correlation*” (Tiziani H. J., Opt. Commun. 5, 1971, str.891).

Koherenční zrnitost (z angl. *speckle*) je jev vznikající při odrazu koherentního, nebo částečně koherentního, světla od difúzně rozptylujícího rozhraní nebo při průchodu takovým rozhraním. Podstatou tohoto jevu je interference světelných vln šířících se odrazem nebo rozptylem od mikroskopických plošek tvořících povrch předmětu, rozptylem na náhodně rozložených rozptylujících částicích, při průchodu světla prostředím s náhodnými fluktuacemi indexu lomu tohoto prostředí apod. Interferencí vzniká tzv. pole koherenční zrnitosti a na stínítku v něm umístěném je pozorována tzv. struktura koherenční zrnitosti, což je náhodně, avšak statisticky vázaná struktura světlých a tmavých skvrn, tzv. interferenčních maxim a minim. Velikost těchto skvrn je nepřímo úměrná velikosti osvětlené plochy povrchu předmětu, jak je uvedeno v publikaci „*Laser speckle and related phenomena*” (Ed. by Dainty J. C., Springer-Verlag, Berlin, 1984). Znalost vlastností takového pole, popřípadě struktury, koherenční zrnitosti zpětně umožňuje studovat, respektive stanovit, optické i některé mechanické vlastnosti prostředí, popis jeho stavu z hlediska kinematiky a jiné, o čemž například pojednává monografie „*Koherenční zrnitost v optice*” (Hrabovský M., Bača Z., Horváth P., Univerz. Palackého v Olomouci, 2001). Obraz pole koherenční zrnitosti tvoří systém náhodně rozložených malých skvrn a změna polohy tohoto obrazu nebo změna jeho struktury signalizuje, že předmět, mimo jiné, změnil polohu, byl deformován apod. Této závislosti je využíváno pro měření, například v mechanice, posuvů, rotace, silové (pružné) deformace apod., jak je popsáno například v časopiseckých publikacích „*Fringe formation in speckle photography*” (Yamaguchi I., J. Opt. Soc. Am. A1, 1984, str.81),

"Stabilized laser speckle strain gauge" (Yamaguchi I. et al., SPIE Vol. 1084, 1989, str.45), "Theory of speckle displacement and decorrelation and its application in mechanics" (Hrabovský M. et al., Opt. Lasers Eng. 32, 2000, str.395), "Application of speckle decorrelation method for small translation measurements" (Horváth P. et al., Opt. Appl. 34, 2004, str.203), "Speckle correlation method used to measure object's in-plane velocity" (Šmíd P. et. al., Appl. Opt. 46, 2007, str.3709).

Je rovněž známo zařízení pro bezkontaktní snímání stability polohy předmětu dle patentu CZ 295817, které řeší využití obráceného efektu jevu koherenční zrnitosti pouze k registraci změny polohy předmětu, avšak bez možnosti jejího přesného kvantifikovaného, tedy číselného, vyhodnocení. Snahou předkládaného vynálezu je modifikace stávajícího zařízení doplněného o definovaně řízený translační optický systém pro fokusaci svazku, pomocí něhož lze získat i tuto kvantitativní informaci jak pro lékařské účely, tak i pro různé jiné obory činnosti či průmyslová odvětví.

Podstata vynálezu

Uvedeného cíle je dosaženo vynálezem, kterým je zařízení pro bezkontaktní snímání a kvantitativní vyhodnocování pohybu lidského oka či obecných fyzických objektů s využitím jevu koherenční zrnitosti v optice, kdy sledovaný objekt je osvětlován svazkem koherentního nebo kvazikoherentního záření z alespoň jednoho zdroje záření, pracujícího ve viditelné, blízké infračervené nebo blízké ultrafialové, oblasti spektra, a napájeného z napájecího zdroje elektrického napětí, přičemž zařízení obsahuje minimálně jeden obrazový snímač umístěný ve zvolené rovině pozorování a napojený na řídicí a vyhodnocovací systém změn polí koherenční zrnitosti. Podstata vynálezu spočívá v tom že zdroj záření je součástí osvětlovacího bloku obsahujícího dále osvětlovací optickou soustavu polohovatelně ustavenou v motorickém translačním systému, který je uložen mezi pozorovaným objektem a zdrojem záření a je propojen s řídicím a vyhodnocovacím systémem.

Také je podstatou vynálezu, že mezi sledovaný objekt a obrazový snímač je vložena zobrazovací optická soustava.

Zařízením podle vynálezu se dosahuje nového a vyššího účinku v tom, že

modifikací známé konstrukce zařízení pro bezkontaktní snímání stability polohy předmětu o definovaně řízený translační optický systém pro fokusaci svazku je možno kvantifikovaně a s vyšší přesností detekovat pohyb povrchu nezakryté části oční bulvy, tj. vlastně dynamické chování všech složek tzv. tenzoru malé deformace elementu jejího povrchu, a zvýšit tak kvalitu a přesnost měření. V podstatě je možné určit u nezakryté části oční bulvy, a to pomocí libovolného kvantitativního nastavení citlivosti měřicí soustavy, míru změny translace, kmitání, rychlosti, rotace, případně pružné deformace, a to již jednotek o hodnotách v řádu 10^{-6} .

Popis obrázků na připojených výkresech

Konkrétní příklady provedení vynálezu jsou schématicky znázorněny na připojených výkresech, kde

obr.1 je blokové schéma základního provedení zařízení s naznačením vícenásobného užití zdrojů záření v kombinaci s definovaně řízenými translačními optickými systémy pro fokusaci svazku či obrazových snímačů, případně jejich symetrického umístění,

obr.2 je blokové schéma alternativního provedení zařízení s vloženou zobrazovací optickou soustavou a rovněž naznačením vícenásobného užití zdrojů záření v kombinaci s definovaně řízenými translačními optickými systémy pro fokusaci svazku či obrazových snímačů.

Příklady provedení vynálezu

V základním provedení podle obr.1 je zařízení pro bezkontaktní snímání pohybu objektu 1, například oka či jiného předmětu, tvořeno osvětlovacím blokem 2 obsahujícím osvětlovací optickou soustavu 21 s pevnou nebo proměnnou polohou ohniskové roviny a vlastní zdroj 22 záření, který je napojený na napájecí zdroj 3. Osvětlovací optická soustava 21 je ustavena v motorickém translačním systému 23, určujícím její polohu vůči studovanému objektu 1 a propojeném s řídicím a

vyhodnocovacím systémem 4, s nímž je rovněž propojen napájecí zdroj 3. Pomocí tohoto osvětlovacího bloku 2 je sledovaný povrch části objektu 1, například oční bulvy nezakryté očním víčkem, osvětlován z definovaného bodu prostoru, tedy bodového zdroje, úzkým divergentním svazkem koherentního nebo kvazikoherentního záření. Zdroj 22 záření, například laser nebo laserová dioda, pracující ve viditelné, blízké infračervené nebo blízké ultrafialové, oblasti spektra, je napájen z odpovídajícího napájecího zdroje 3 elektrického napětí, který pracuje buď autonomně nebo je ovládán z řídicího a vyhodnocovacího systému 4, tvořeného například počítačovým řídicím systémem. Ve zvolené rovině pozorování je umístěn obrazový snímač 5, například maticový nebo lineární snímač na bázi technologií CCD (Charged Coupled Device) nebo CMOS (Complementary Metal Oxid Semiconductor), který je rovněž napojen na řídicí a vyhodnocovací systém 4.

Osvětlení povrchu nezakryté části objektu 1 je buď kontinuální nebo pulsní, přičemž řídicí a vyhodnocovací systém 4 ovládá délku a intenzitu pulsu a dále časovou prodlevu mezi dvěma pulsy, tedy dvěma expozicemi. Délku expozice, respektive časovou prodlevu mezi dvěma expozicemi, popřípadě zisk snímače, je také možno řídit ovládáním vstupu přenosu signálu z obrazového snímače 5 do řídicího a vyhodnocovacího systému 4. Optický výkon záření dopadající na povrch nezakryté části objektu 1 nepřekračuje povolené normativní limity pro bezpečné záření laserových zařízení užívaných v lékařství.

Osvětlovací blok 2 s definovaně řízenou osvětlovací optickou soustavou 21 pro fokusaci svazku vytváří bodový zdroj a umožňuje měnit jeho polohu před povrchem objektu 1, tedy oční bulvy. Znalost polohy bodového zdroje poskytuje informaci nezbytnou k přesnému kvantitativnímu stanovení složek tenzoru malé deformace. Dále lze osvětlovacím blokem 2, a to zpětnou vazbou přes obrazový snímač 5 a řídicí a vyhodnocovací systém 4, optimalizovat velikost zrn ve struktuře koherenční zrnitosti a ovlivnit tak kvalitu vyhodnocení dat registrovaných obrazovým snímačem 5 zvýšením přesnosti stanovení výsledku numerické korelace těchto dat, což u stávajících zařízení nebylo možné. Pomocí definovaně řízené osvětlovací optické soustavy pro fokusaci svazku lze obdržet navíc informaci o přesné kvantitativní změně stavu povrchu studovaného objektu 1 oproti pouhému zaregistrování změny stavu tohoto povrchu. Bez použití výše popsaného osvětlovacího bloku 2 tedy není možné stanovit, například přesnou trajektorii pohybu

oční bulvy, ale pouze jeho přibližný orientační pohyb rekonstruovaný z informací o směru a délce trvání dílčích translací, což je pro lékařské využití informace malého významu.

Stejně jako u zařízení dle patentu CZ 295817 je také předkládané řešení citlivé na jakýkoliv fyzikálně obecný pohyb sledovaného objektu 1, tj. posuvy, rotace či pružné deformace, přičemž směr osvětlení objektu 1 je zpravidla normálou k povrchu v místě dopadu záření na nezakrytou část sledovaného objektu 1. Obecně je však směr osvětlení možné instalovat až téměř 90° od této normály. Citlivost detekce pohybu sledovaného objektu 1 je možno ovlivňovat jak volbou polohy osvětlovacího bloku 2 vzhledem k objektu 1, tak jejich počtem, kdy je možno použít dva i více osvětlovacích bloků 2 rozmístěných v různých místech poloprostoru před sledovaným objektem 1, jak je znázorněno na obr.1 a obr.2. Analogicky lze ovlivňovat citlivost detekce pohybu oka také volbou směru pozorování, tedy polohou obrazového snímáče 5 před objektem 1. Je rovněž možno použít více, zpravidla dva až šest, obrazových snímáčů 5, přičemž režim jejich postupného měření, tedy snímání signálů, je ovlivňován řídicím a vyhodnocovacím systémem 4. Vhodným geometrickým rozmístěním osvětlovacích bloků 2 a obrazových snímáčů 5 v prostoru lze ovlivňovat citlivost detekce pohybu ve velmi velkém rozsahu, například posuv až o 1 μ m.

Oproti zařízení dle patentu CZ 295817 je zvýšen jeho původní měřicí potenciál o schopnost přesného kvantifikovaného měření, čímž se rozšiřuje jeho použitelnost. Lze měřit jednotlivé složky tenzoru deformace osvětleného povrchu sledovaného objektu 1, tj. například posuvy oční bulvy ve třech vzájemně kolmých směrech, dále rotace okolo os ležících v rovině osvětleného povrchu oka a tři složky deformace elementu osvětlené části povrchu objektu 1, tedy poměrné prodloužení ve dvou vzájemně kolmých osách a smykovou deformaci. Například, volbou dvojice obrazových snímáčů 5 symetricky umístěných vzhledem ke směru osvětlení z osvětlovacího bloku 2, nebo analogicky dvojice osvětlovacích bloků 2 symetricky umístěných vzhledem ke směru pozorování snímáčem 5 lze přímo rozlišit pohyb oka ve směru normály k jeho povrchu. Potom Fourierovou analýzou tohoto pohybu je možné dostat informaci o jeho periodičnosti, jež má význam pro lékařství.

Popsané zařízení uvedené na obr. 1 není jediným možným provedením podle vynálezu, ale jak plyne z obr.2, lze pro zvýšení citlivosti sledování změn pohybu

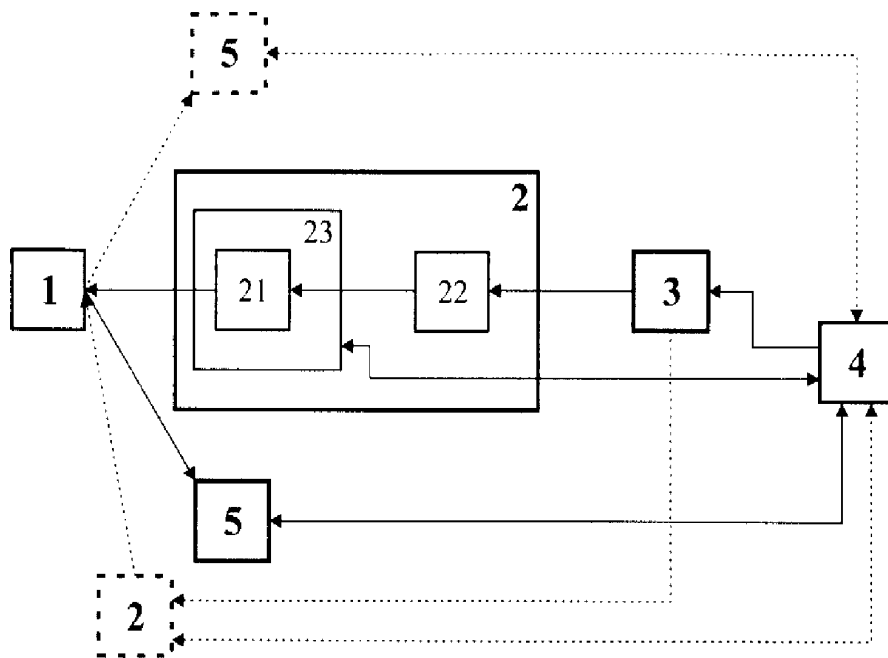
vložit mezi sledovaný objekt 1 a obrazový snímač 5 zobrazovací optickou soustavu 6, například spojnou čočku, rozptylnou čočku nebo zobrazovací objektiv. Pokud je užito více obrazových snímačů 5, je možno vkládat odpovídající počet zobrazovacích optických soustav 6.

Průmyslová využitelnost

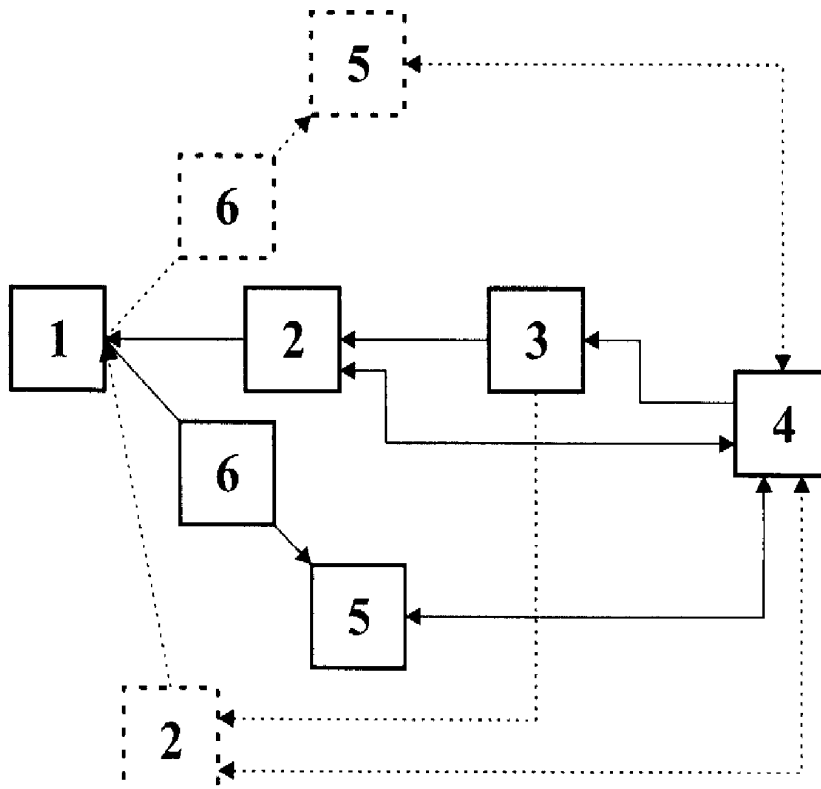
Zařízení podle vynálezu lze s výhodou využít nejen k přesné kvantitativní detekci změny pohybu sledovaného objektu, ale v případě jeho kmitavého pohybu také k analýze frekvence příslušného pohybu, což je výhodné zejména v lékařství při vyšetřování očí.

PATENTOVÉ NÁROKY

1. Zařízení pro bezkontaktní snímání a kvantitativní vyhodnocování pohybu lidského oka či obecných fyzických objektů s využitím jevu koherenční zrnitosti v optice, kdy sledovaný objekt (1) je osvětlován svazkem koherentního nebo kvazikoherentního záření z alespoň jednoho zdroje (22) záření, pracujícího ve viditelné, blízké infračervené nebo blízké ultrafialové, oblasti spektra, a napájeného z napájecího zdroje (3) elektrického napětí, přičemž zařízení obsahuje minimálně jeden obrazový snímač (5) umístěný ve zvolené rovině pozorování a napojený na řídicí a vyhodnocovací systém (4) změn polí koherenční zrnitosti, **vyznačující se tím**, že zdroj (22) záření je součástí osvětlovacího bloku (2) obsahujícího dále osvětlovací optickou soustavu (21) polohovatelně ustavenou v motorickém translačním systému (23), který je uložen mezi pozorovaným objektem (1) a zdrojem (22) záření a je propojen s řídicím a vyhodnocovacím systémem (4).
2. Zařízení podle nároku 1, **vyznačující se tím**, že mezi sledovaný objekt (1) a obrazový snímač (5) je vložena zobrazovací optická soustava (6).



OBR. 1



OBR. 2