MD 869 Y 2015.01.31

REPUBLICA MOLDOVA

(19) Agenţia de Stat
pentru Proprietatea Intelectuală

(11) **869** (13) **Y**

(51) **Int.Cl:** ***A61B 18/20*** (2006.01)
G01N 21/00 (2006.01)
G01N 21/39 (2006.01)
G01N 33/48 (2006.01)
G01N 33/487 (2006.01)
G01N 33/49 (2006.01)

(12) BREVET DE INVENŢIE DE SCURTĂ DURATĂ

În termen de 6 luni de la data publicării menţiunii privind hotărârea de acordare a brevetului de invenţie de scurtă durată, orice persoană poate face opoziţie la acordarea brevetului

(21) Nr. depozit: s 2013 0205 **(22) Data depozit:** 2013.12.09	**(45) Data publicării hotărârii de acordare a brevetului:** 2015.01.31, BOPI nr. 1/2015

(71) Solicitant: UNIVERSITATEA TEHNICĂ A MOLDOVEI, MD

(72) Inventatori: ŞONTEA Victor, MD; SEREACOV Alexandr, MD; BARUN Vladimir, BY; DIC Serghei, BY; YASHIN Constantin, BY

(73) Titular: UNIVERSITATEA TEHNICĂ A MOLDOVEI, MD

(54) Metodă de captare optică a particulelor mobile în ţesuturile biologice

(57) Rezumat:

Invenţia se referă la metode de captare optică a particulelor mobile în ţesuturi biologice cu penseta optică şi poate fi utilizată pentru a studia proprietăţile structurale, biofizice, morfologice şi optice ale particulelor unui ţesut biologic *in vivo* şi interacţiunile lor cu mediul înconjurător pentru reţinerea particulelor intr-un anumit loc în ţesutul biologic sau manipularea cu ele.

Metoda de captare optică a particulelor mobile în ţesuturile biologice constă în determinarea adancimii de localizare a particulei mobile, formarea unui fascicul paralel de lumină coerentă a laserului cu o lungime de undă de iradiere optimă, selectată în funcţie de valoarea adâncimii de localizare a particulei mobile, iradierea ţesutului cu acest fascicul şi captarea particulei mobile.

Revendicări: 1

Figuri: 3

MD 869 Y 2015.01.31

(54) Method for optical capture of mobile particles in biological tissues

(57) Abstract:

1

The invention relates to methods for optical capture of mobile particles in biological tissues with the optical forceps and can be used to study the structural, biophysical, morphological and optical properties of biological tissue particles *in vivo* and their interactions with the environment for the retention of particles in a particular site in a biological tissue or their manipulation.

The method for optical capture of mobile particles in biological tissues consists in the

2

determination of the mobile particle localization depth, formation of a parallel beam of coherent laser light with an optimal irradiation wavelength, selected depending on the value of the mobile particle localization depth, tissue irradiation with this beam and capture of the mobile particle.

Claims: 1

Fig.: 3

(54) Метод оптического захвата подвижных частиц в биологических тканях

(57) Реферат:

1

Изобретение относится к методам оптического захвата мобильных частиц в биологических тканях оптическим пинцетом, и может быть использовано для изучения структурных, биофизических, морфологических и оптических свойств частиц биологической ткани в условиях *in vivo* и их взаимодействия с окружающей средой для удерживания частиц в определенном месте в биологической ткани или манипулирования ими.

2

Метод оптического захвата подвижных частиц в биологических тканях состоит в определении глубины локализации подвижной частицы, формировании параллельного пучка когерентного лазерного излучения с оптимальной длиной волны облучения, выбранной в зависимости от значения глубины локализации подвижной частицы, облучении ткани этим пучком и захвате подвижной частицы.

П. формулы: 1

Фиг.: 3

Descriere:

Invenţia se referă la metode de captare optică a particulelor mobile în ţesuturi biologice cu penseta optică şi poate fi utilizată pentru a studia proprietăţile structurale, biofizice, morfologice şi optice ale particulelor unui ţesut biologic *in vivo* şi interacţiunile lor cu mediul înconjurător pentru reţinerea particulelor într-un anumit loc în ţesutul biologic sau manipularea cu ele.

La modificarea densităţii fluxului I de câmp de lumină de-a lungul unei axe arbitrare x, apare forţa de origine electromagnetică (F_{grad}), care acţionează asupra particulelor dielectrice mobile aflate în regiunea spaţială a modificării fluxului. Valoarea absolută a forţei F_{grad} depinde de gradientul dI/dx - de-a lungul axei x, precum şi de parametrii optici şi structurali ai particulelor mobile şi ai mediului în care se află. Forţa F_{grad}, numită forţă de gradient, se foloseşte în capcane optice (pensete cu laser) pentru a capta, deplasa şi efectua alte tranzacţii fără contact cu particule mobile mici [1].

Este cunoscută o metodă de captare a particulelor dielectrice într-o capcană optică, creată de presiunea luminii F_p generată de una sau mai multe surse laser. Forţa acţionează în direcţia de propagare, iar valoarea lor absolută este egală cu

$$F_p = \pi R^2 (1 + A) I / c, \qquad (1)$$

unde A - coeficientul de reflexie a luminii pentru particulă [2].

Dezavantajele acestor metode constau în formarea unor forţe slabe şi imposibilitatea de a fi utilizate pentru captarea particulelor în ţesuturi din cauza necesităţii de a utiliza iradieri cu densităţi de putere mare (E_0) ale suprafeţei ţesutului pentru crearea forţei necesare. Creşterea E_0 provoacă încălzirea excesivă a ţesuturilor şi poate cauza leziuni sau deces.

De asemenea, este cunoscută metoda în care gradientul densităţii fluxului de lumină este creat de interferenţa a două fascicule de la lasere monomod cu lungime de undă λ = 632,8 nm. Aceste fascicule sunt îndreptate spre particulă, care, datorită acţiunii forţelor de gradient, sunt capturate în apropiere de maximele (porţiuni luminoase) imaginii de interferenţă [3].

Dezavantajul acestei metode este imposibilitatea aplicării ei în condiţiile *in vivo*, deoarece lumina cu o lungime de undă de 632,8 nm nu exercită forţa necesară F_{grad} la o gamă largă de adancimi ale ţesutului z, unde poate fi capturată particula. În plus, din cauza disipării luminii în ţesut imaginea de interferenţă formată în profunzimea mediului este, de obicei, foarte neclară în spaţiu, ceea ce duce la o reducere considerabilă a gradientului densităţii de flux, şi, prin urmare, a forţei de gradient F_{grad}.

Cea mai apropiată soluţie este o metodă de captare a particulelor biologice în capcana optică creată de lumină infraroşie emisă cu laser de o lungime de undă fixă într-un interval 800…1800 nm. Lumina laser cade pe o lentilă convergentă cu distanţa focală scurtă, iar în punctul de focalizare (constricţia fasciculului) este format un gradient mare al campului luminii şi forţa corespunzătoare F_{grad}. Raza laser convergentă este îndreptată într-o arie, care conţine o particulă, ce este captată în apropierea punctului focal al lentilei convergente [4].

Dezavantajul acestei metode este imposibilitatea utilizării acesteia în ţesutul *in vivo*, deoarece diapazonul de lungimi de undă infraroşie nu oferă mărimea dorită a forţei F_{grad} la o gamă largă de adâncimi ale ţesutului z, unde poate fi captată particula. În plus, din cauza disipării puternice a luminii în ţesut, regiunea de constricţie a fasciculului este de obicei spaţial neclară, ceea ce duce la o reducere considerabilă a gradientului de densitate de flux şi, prin urmare, a forţei F_{grad}. De asemenea, metoda nu răspunde la întrebarea, ce lungime de undă a radiaţiei laser este optimă pentru captarea particulei la o anumită adâncime z în ţesut din punct de vedere al asigurării puterii maxime de captare a particulei.

Problema pe care o rezolvă invenţia constă în elaborarea unei metode de captare a unei particule mobile intr-o gamă largă de adâncimi ale ţesutului, formand o forţă maximă de captare a particulei mobile, cu încălzirea minimă a ţesutului.

Metoda, conform invenţiei, înlătură dezavantajele menţionate mai sus prin aceea că constă in determinarea adancimii z de localizare a particulei mobile, formarea unui fascicul paralel de lumină coerentă a laserului cu o lungime de undă de iradiere λ^* optimă, selectată în funcţie de valoarea z, care:

pentru $z < 0{,}1$ mm este $\lambda^* = 450$ nm şi

pentru $z \geq 0{,}1$ mm este $\lambda^* = \{1250[1 - \exp(-z/1{,}35)]\}$ nm,

iradierea ţesutului cu acest fascicul şi captarea particulei mobile.

Invenţia se explică prin desenele din fig. 1-3, care reprezintă:

– fig. 1, structura radială a densităţii fluxului $I(r)$ în ţesutul moale pentru derma pielii la

lungimea de undă λ = 600 nm (curbe continue) şi 700 nm (curbe punctate) cu gradul de oxigenare a sângelui S = 0,5 (fig. a, c) şi 0,97 (fig. b, d) cu densitatea volumică a sângelui C_b = 0,04 (fig. a, b) şi 0,02 (fig. c, d) şi concentraţia volumică a melaninei C_m = 0,08, z = 1 mm, E_0 = 1 W/cm^2;

– fig. 2, dependenţa gradientului forţei F, generată de fasciculul de lumină laser la o adancime z = 0,16 (curba 1), 0,2 (curba 2), 0,5 (curba 3), 1 (curba 4), 2 (curba 5), 4 (curba 6) şi 8 mm (curba 7), la iradierea pielii la diferite lungimi de undă λ = 400…1800 nm;

– fig. 3, dependenţa calculată (curba continuă) şi după aproximare (curba punctată) a lungimii de undă λ* de iradiere, care asigură un gradient de forţă maximal F_{max}, în funcţie de adancimea z a particulelor captate in derma pielii.

Dispersia fasciculului de radiaţie coerentă în ţesuturile biologice duce la formarea în interiorul ţesutului a structurii speckle a câmpului luminii. Structura speckle este rezultatul interferenţei luminii împrăştiate la unghiuri mici faţă de direcţia de incidenţă a luminii [Иванов А. П., Кацев И. Л. О спекл-структуре светового поля в дисперсной среде, освещенной лазерным пучком, Квантовая электроника, 2005, Т. 35, № 7, с. 670 - 674]. In plan radial sau în plan perpendicular pe această direcţie, structura prezintă regiuni luminoase şi întunecate, numite speckles. Această modificare a densităţii de flux I provoacă formarea F_{grad}, care poate fi calculată cu formula

$$F_{grad} = \left(8\pi^2/3c\right)\alpha R^3\left(dI/dx\right) = B\left(dI/dx\right), \qquad (2)$$

unde $c = 3\cdot 10^{10}/n$ cm/s – viteza luminii in mediu,

n – valoarea absolută a indicelui de refracţie al mediului,

$\alpha = 3\left(m^2-1\right)/\left(m^2+2\right)$ – polarizabilitatea specifică a particulei,

$m = n_p/n$ – indicele de refracţie relativă a particulei,

n_p – valoarea absolută a indicelui de refracţie a particulelor,

R – raza sferei de acelaşi volum ca şi al particulei,

dI/dx – gradient de densitate a fluxului de lumină (W/cm^3),

B – o constantă de proporţionalitate în funcţie de parametrii particulei (n_p şi R) şi al mediului (n), în care se află.

Din (2) rezultă că forţa F_{grad} este direcţionată de-a lungul axei x în direcţia de creştere (dacă m>1) sau scădere (dacă m <1) a densităţii fluxului luminos. Pentru particulele mobile de ţesut de obicei m≈1,05.

Raza caracteristică L specklelor, care depinde de lungimea de undă λ şi adâncimea z, poate fi definită prin formula [Иванов А. П., Кацев И. Л. О спекл-структуре светового поля в дисперсной среде, освещенной лазерным пучком, Квантовая электроника. 2005, Т. 35, № 7, с. 670 – 674; Абрамович Н. Д., Барун В. В., Дик С. К., Терех А. С. Аналитическая методика оценки контраста спекл-структуры светового поля, рассеянного мягкими биотканями // 5-я Троицкая конференция «Медицинская физика и инновации в медицине», Сборник материалов. 2012, Т. 1, с. 212 - 214]:

$$L\left(\lambda, z\right) = \lambda/\left\{\pi\left[2D\left(\lambda, z\right)\right]^{0,5}\right\}, \qquad (3)$$

unde $D\left(\lambda, z\right)$ - dispersia distribuţiei unghiulare a intensităţii luminii, care se propagă la unghiuri mici faţă de direcţia iradierii suprafeţei.

Densitatea totală a fluxului luminos la adâncimea z in plan radial poate fi calculată prin formula [Абрамович Н. Д., Барун В. В., Дик С. К., Терех А. С. Аналитическая методика оценки контраста спекл-структуры светового поля, рассеянного мягкими биотканями // 5-я Троицкая конференция «Медицинская физика и инновации в медицине». Сборник материалов. 2012, Т. 1, с. 212 - 214]:

$$I(\lambda, z, r)/E_0 = E_c\left(\lambda, z\right)\left\{1+\cos\left[\pi r/L\left(\lambda, z\right)+\phi\right]\right\} + E_{nc}\left(\lambda, z\right), \qquad (4)$$

unde E_0 – iluminarea suprafeţei materialului,

r – distanţa măsurată de la axa fasciculului,

ϕ – faza aleatorie.

In partea dreaptă a formulei (4), primul termen dă componenta de câmp a luminii, care depinde de r, iar al doilea - fundalul necoerent, care este independent de r. De aceea, la formarea forţelor de gradient in profunzimea mediului contribuie doar primul termen.

Fig. 1 arată structura radială a densităţii $I(\lambda, z, r)$, calculată de autori prin formula (4), pentru două lungimi de undă λ = 600 şi 700 nm, la o adâncime z = 1 mm.

Ca exemplu de țesut serveşte pielea umană. Parametrii structurali şi optici sunt prezentați în [Барун В. В., Иванов А. П., Волотовская А. В., Улащик В. С. Спектры поглощения и глубина проникновения света в нормальную и патологически измененную кожу человека // Журнал прикладной спектроскопии. 2007, Т. 74, № 3, с. 387 - 394], iar metoda de calcul al caracteristicilor $E_c(\lambda, z)$ şi $L(\lambda, z)$ in [Иванов А. П., Кацев И. Л. О спекл-структуре светового поля в дисперсной среде, освещенной лазерным пучком. Квантовая электроника, 2005, Т. 35, № 7, с. 670 - 674; Абрамович Н. Д., Барун В. В., Дик С. К., Терех А. С. Аналитическая методика оценки контраста спекл-структуры светового поля, рассеянного мягкими биотканями // 5-я Троицкая конференция „Медицинская физика и инновации в медицине". Сборник материалов, 2012, Т. 1, с. 212 - 214; Барун В. В., Иванов А. П. Поглощение света кровью при низкоинтенсивном лазерном облучении кожи // Квантовая электроника, 2010, Т. 40, № 4, с. 371 - 376]. Au fost selectate valori tipice ale parametrilor structurali şi biofizici ai pielii. Aici, gradul de oxigenare a sangelui S = 0,5 (fig. a, c) и 0,97 (fig. b, d), concentrația volumică a sângelui C_b = 0,04 (a, b) и 0,02 (c, d), concentrația volumică a melaninei C_m = 0,08, grosimea stratului cornos al epidermei este de 20 ?m şi 100 ?m. Autorii au efectuat calcule pentru alte valori ale acestor parametri ai pielii. S-a dovedit că componenta variabilă r (primul termen din partea dreaptă a formulei (4)) depinde slab de aceste modificări şi este determinată în principal de valorile λ şi z.

Din formula (4) găsim gradientul densității *dI/dr*, care creează forța F_{grad}, care acționează asupra particulei mobile aflate la adancimea z:

$$dI/dr = -E_c(\lambda, z)\pi \sin\left[\pi r/L(\lambda, z) + \phi\right]/L(\lambda, z). \quad (5)$$

Semnul "minus" indică direcția forței - în direcția micşorării sau creşterii lui *r*. După cum se vede din (1) şi (5), F_{grad} in plan radial, primeşte cea mai mare valoare absolută, care corespunde egalității $\left|\sin\left[\pi r/L(\lambda, z) + \phi\right]\right| = 1$. Din (1) şi (5) rezultă, de asemenea, că valoarea maximă absolută a forței F_{grad}:

$$F_{\max}(\lambda, z) = \pi R E_c(\lambda, z)/\mathrm{L}(\lambda, z) \quad (6)$$

depinde de z şi de λ ale caracteristicilor specklelor $E_c(\lambda, z)$ şi $L(\lambda, z)$. Comparăm valorile maxime ale forței de gradient (6) şi presiunii luminii, la aceeaşi densitate a puterii de iradiere a suprafeței. În acest scop, luăm ca exemplu o particulă mobilă cu R=3 μm şi evaluăm ecuația:

$$F_{\max}(\lambda, z)/F_{P_{\max}} = \{8\pi\alpha R/[3(1+A)I_{\max}(\lambda,\ z, r)]\}(dI/dr)_{\max},$$

unde indicele *max* indică valoarea maximă a mărimilor corespunzătoare. De exemplu, A = 1. Calculele au demonstrat că acest raport este situat în limitele 150…800 la z < 2 cm. Deci, forța maximă de gradient este de circa 2…3 ordine mai mare decat forța de presiune, astfel încât ultima poate fi ignorată.

Calcule similare au arătat că, din cauza valorii mici în comparație cu dI/dr, este posibil de a nu lua în considerare gradientul densității dI/dz în direcția axei z, în direcția de propagare a luminii.

Fig. 2 prezintă valorile forței F_{grad} (λ, z) (in newtoni), create de un fascicul laser paralel de lumină cu E_0 = 1 W/cm^2 la o adancime z = 0,16 (curba 1), 0,2 (curba 2), 0,5 (curba 3), 1 (curba 4), 2 (curba 5), 4 (curba 6) şi 8 mm (curba 7) la iradierea suprafeței țesutului cu diferite lungimi de undă λ = 400…1800 nm. In calcule s-au utilizat parametrii tipici pentru țesuturile moi n = 1,33, m = 1,05 şi R = 3 μm. După cum se poate vedea, cu creşterea z, pentru a obține forța maximă F_{max}, trebuie de mărit lungimea de undă λ*. Astfel, la nivelul dermei superioare de z ≈ 0,12 mm mai mare valoare F_{max} are la λ* ≈ 450 nm, z ≈ 0,5 mm - λ* ≈ 700 nm, z ≈ 1 mm - λ* ≈ 850 nm, etc. Particularitățile dependenței forței F de lungimea de undă λ sunt prezentate in fig. 2, şi valoarea maximă pentru λ =λ* se datorează comportamentului caracteristicilor spectrale de absorbție şi împrăştiere a componentelor țesuturilor moi, in primul rand - derivate ale hemoglobinei şi apei.

Folosind datele din fig. 2, comparăm valorile forței F_{max}, care acționează asupra particulelor mobile in mediul iradiat, λ = 800…1800 nm). Presupunem că iradierea se efectuează la lungimea de undă λ = 1000 nm. După cum se vede din fig. 2, în stratul superior al țesutului la z ≤ 0,5 mm (curbele 1…3) şi la o adancime $z \geq 4$ mm (curbele 6 şi 7) valorile F_{max} obținute, conform metodei propuse în invenție, sunt de aproximativ 2…4 ori mai mari decât forța maximă în conformitate cu [US 4893886 A 1990.01.16] cu aceeaşi densitate de putere E_0. Cand z = 1…2

mm (curbele 4 şi 5), ambele metode dau aproximativ aceeaşi putere maximă. Concluzii similare pot fi făcute pentru alte lungimi de undă ale radiaţiei într-o gamă de 800…1800 nm, aşa cum s-a propus în sursa menţionată. Evidenţiem că rezultatele calculelor la fig. 2 arată cazul iradierii suprafeţei ţesuturilor cu un fascicul paralel de lumină. Dacă fasciculul este convergent, ca în sursa menţionată, atunci valoarea F_{max} calculată după metoda propusă va fi şi mai mare decât în sursa menţionată în gama largă de adâncimi z, fiindcă în acest caz energia laserului la o adâncime va fi alocată la o suprafaţă mai mare.

În fig. 3 este reprezentată modalitatea de determinare a lungimii de undă λ^*, pentru obţinerea forţei maxime F_{max} la o anumită adâncime z a ţesutului. Sunt prezentate dependenţa calculată $\lambda^*(z)$, obţinută din grafic (fig. 2, linie continuă) şi aproximarea acesteia (fig. 2, linie punctată) după formula $\lambda^* = \{1250[1 - \exp(-z/1,35)]\}$, unde λ^* se exprimă în nm şi z în mm. Diferenţa valorilor obţinute între aceste curbe ale forţei maxime F_{max} este minoră şi nu depăşeşte 5%.

Exemplu de realizare a invenţiei

Presupunem că este necesar de a capta celule roşii din sânge într-un capilar, care este situat la o adancime z = 1 mm sub suprafaţa pielii. După formula $\lambda^* = \{1250[1 - \exp(-z/1,35)]\}$ calculăm λ^* = 654 nm. Astfel, pentru captarea optică a eritrocitului este necesar de a iradia suprafaţa pielii cu o rază laser paralelă cu lungimea de undă de 654 nm. Metoda de captare optică cuprinde următoarele etape:

1. Determinarea adancimii z de localizare a particulei mobile. În cazul eritrocitelor, se ştie că acestea sunt distribuite pe întreaga grosime a dermei şi stratului subcutanat de grăsime până la adancimea de 8…10 mm. In cazul altor particule mobile, le putem urmări neinvaziv, folosind tomografia optică coerentă.
2. Selectarea laserului care emite radiaţia la o lungime de undă calculată.
3. Formarea fasciculului de lumină paralelă, utilizând laserul selectat.
4. Iradierea suprafeţei ţesutului cu fasciculul paralel de lumină laser.

Astfel, metoda propusă permite generarea forţei maxime F_{max} de captare a particulei mobile intr-o gamă largă de adâncimi z în ţesuturile moi datorită alegerii lungimii de undă optime de iradiere a suprafeţei ţesutului. Forţa obţinută este de 2 sau mai multe ori mai mare decat cea calculată conform celei mai apropiate soluţii.

(56) Referinţe bibliografice citate in descriere:

1. Яворский Б.М., Детлаф А. А. Справочник по физике, Москва, Наука, 3-е издание, 1965, p. 347 - 348
2. US 3710279 A 1973.01.09
3. Афанасьев А. А., Катаркевич В. М., Рубинов А. Н., Эфендиев Т. Ш. Модуляция концентрации частиц в интерференционном поле лазерного излучения, Журн. прикл. спектроск. 2002, Т. 69, № 5, p. 675 - 679
4. US 4893886 A 1990.01.16

(57) Revendicări:

Metodă de captare optică a particulelor mobile în ţesuturile biologice, care constă în determinarea adancimii z de localizare a particulei mobile, formarea unui fascicul paralel de lumină coerentă a laserului cu o lungime de undă de iradiere λ^* optimă, selectată în funcţie de valoarea z, care:

pentru $z < 0,1$ mm este $\lambda^* = 450$ nm şi

pentru $z \geq 0,1$ mm este $\lambda^* = \{1250[1 - \exp(-z/1,35)]\}$ nm,

iradierea ţesutului cu acest fascicul şi captarea particulei mobile.

Şef Secţie: SĂU Tatiana

Examinator: GHIŢU Irina

Redactor: CANŢER Svetlana

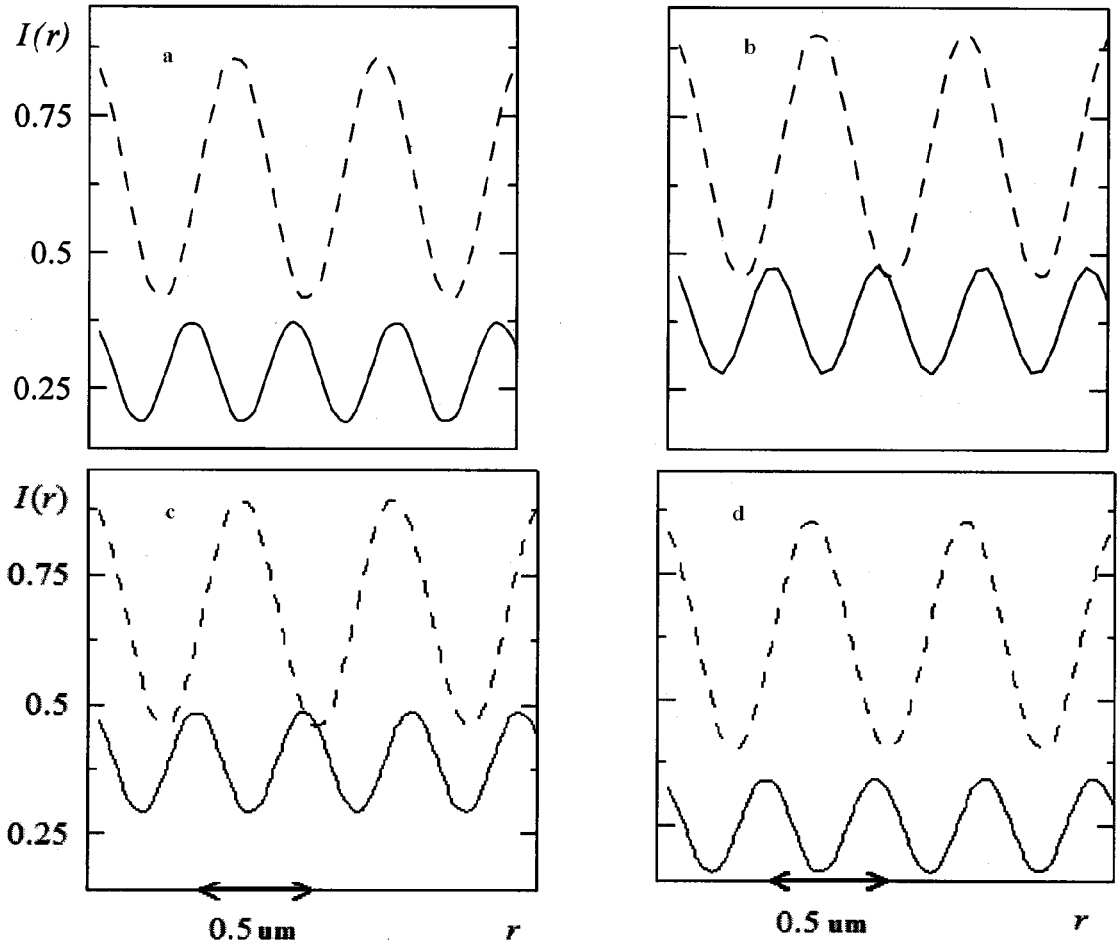


Fig. 1

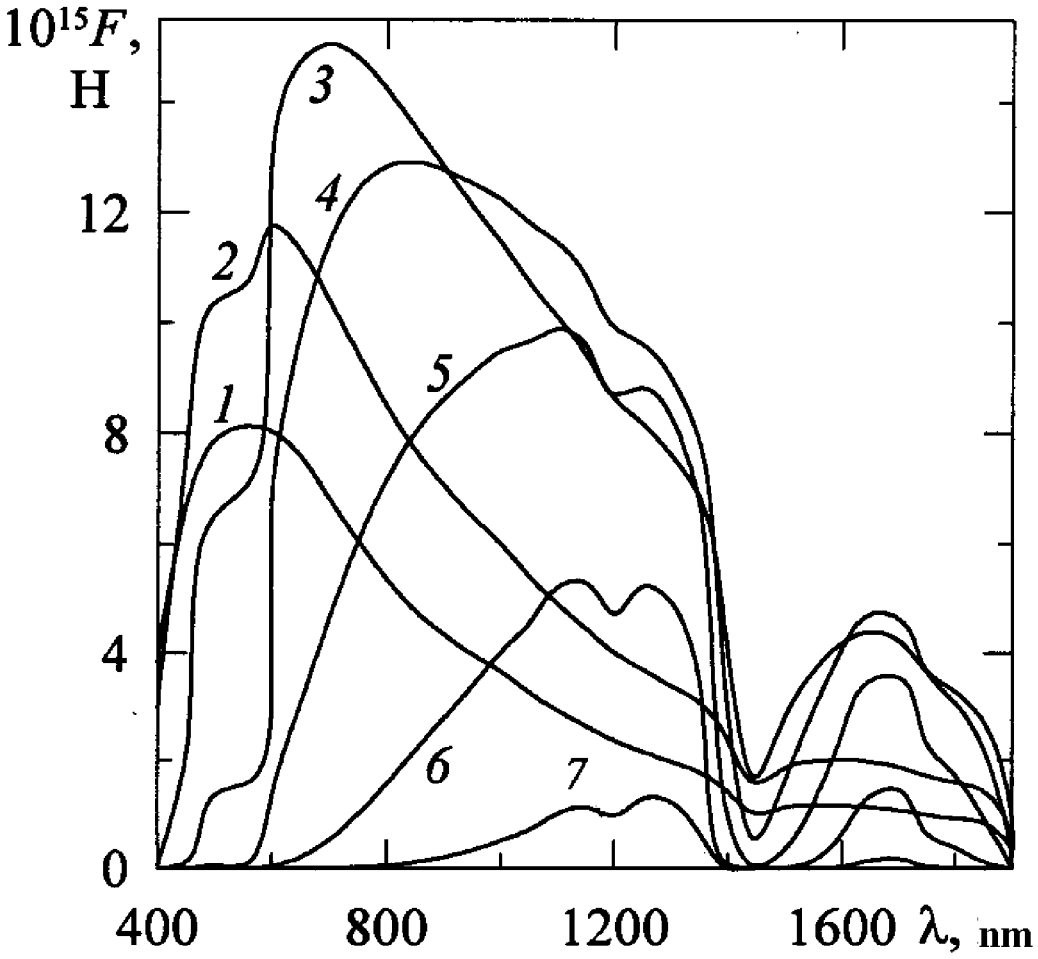


Fig. 2

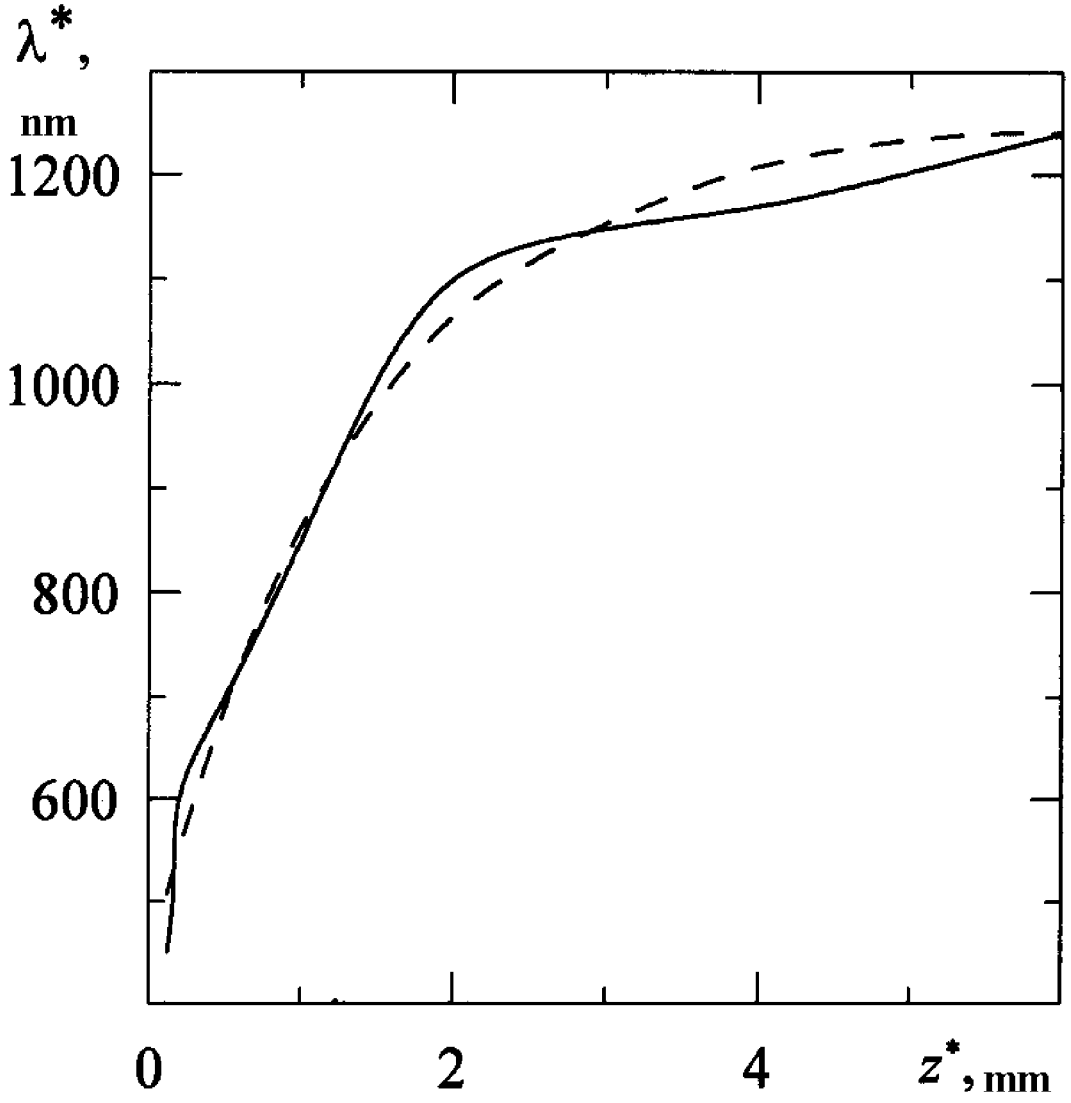


Fig. 3

AGENTIA DE STAT PENTRU PROPRIETATEA INTELECTUALA A REPUBLICII MOLDOVA

RAPORT DE DOCUMENTARE

I. Datele de identificare a cererii

(21) Nr. depozit: s 2013 0205

(22) Data depozit: 2013.12.09

(71) Solicitant: **UNIVERSITATEA TEHNICĂ A MOLDOVEI, MD**

(54) **Titlul**: **Metodă de captare optică a particulelor mobile în țesuturile biologice**

II. Clasificarea obiectului invenției:

(51) **Int.Cl:** ***A61B 18/20*** (2006.01) ***G01N 33/48*** (2006.01)
G01N 21/00 (2006.01) ***G01N 33/487*** (2006.01)
G01N 21/39 (2006.01) ***G01N 33/49*** (2006.01)

III. Colecții şi Baze de date de brevete cercetate (denumirea, termeni caracteristici, ecuații de căutare reprezentative)

MD - Intern « Documentare Invenții » (inclusiv cereri nepublicate; trunchiere automată stanga/dreapta): A61B, A61B 18, G01N 21, G01N 33, captare, captar and optică, țesuturi and biologice, penset and optică, particul, lumin and coerent

SU, EA, CIS (Eapatis): A61B, A61B 18, G01N 21, G01N 33, оптический захват, захват частиц, частиц* and ткан*, оптическ* and пинцет

IV. Baze de date şi colecții de literatură nonbrevet cercetate

www.wikipedia.org
www.google.ru

V. Documente considerate a fi relevante

Categoria*	Date de identificare ale documentelor citate si, unde este cazul, indicarea pasajelor pertinente	Numărul revendicării vizate
A, D	Яворский Б.М., Детлаф А. А. Справочник по физике, Москва, Наука, 3-е издание, 1965, p. 347 - 348	1
A, D	US 3710279 A 1973.01.09	1
A, D	Афанасьев А. А., Катаркевич В. М., Рубинов А. Н., Эфендиев Т. Ш. Модуляция концентрации частиц в интерференционном поле лазерного излучения, Журн. прикл. спектроск. 2002, Т. 69, № 5, p. 675 - 679	1
A, D, C	US 4893886 A 1990.01.16	1
A, D	Иванов А. П., Кацев И. Л. О спекл-структуре светового поля в дисперсной среде, освещенной лазерным пучком, Квантовая электроника, 2005, Т. 35, № 7, с. 670 - 674	1
A, D	Н. Д. Абрамович, В. В. Барун, С. К. Дик, А. С. Терех. Аналитическая методика оценки контраста спекл-структуры светового поля, рассеянного мягкими биотканями // 5-я Троицкая конференция «Медицинская физика и инновации в медицине».	1

	Сборник материалов. 2012. Т. 1. С. 212 - 214	
A, D	В. В. Барун, А. П. Иванов, А. В. Волотовская, В. С. Улащик. Спектры поглощения и глубина проникновения света в нормальную и патологически измененную кожу человека // Журнал прикладной спектроскопии. 2007. Т. 74. № 3. С. 387 - 394	1
D	В. В. Барун, А. П. Иванов. Поглощение света кровью при низкоинтенсивном лазерном облучении кожи // Квантовая электроника. 2010. Т. 40. № 4. С. 371 - 376	1

*** categoriile speciale ale documentelor citate:**

A – document care defineşte stadiul anterior general	**T –** document publicat după data depozitului sau a priorității invocate, care nu aparține stadiului pertinent al tehnicii, dar care este citat pentru a pune în evidența principiul sau teoria pe care se bazează invenția
X – document de relevanță deosebită: invenția revendicată nu poate fu considerată nouă sau implicând activitate inventivă când documentul este luat în considerație de unul singur	**E –** document anterior dar publicat la data depozit național reglementar sau după aceasta dată
Y – document de relevanță deosebită: invenția revendicată nu poate fu considerată ca implicând activitate inventivă când documentul este asociat cu unul sau mai multe documente de aceiaşi categorie	**D** – document menționat în descrierea cererii de brevet
O - document referitor la o divulgare orală, un act de folosire, la o expoziție sau la orice alte mijloace de divulgare	**C** – document considerat ca cea mai apropiată soluție
	& – document, care face parte din aceeaşi familie de brevete
P - document publicat inainte de data de depozit, dar după data priorității invocate	**L** – document citat cu alte scopuri

Data finalizării documentării 2014.10.28

Examinator GHIȚU Irina