



(12)

BREVET DE INVENȚIE

(21) Nr. cerere: **a 2010 01200**

(22) Data de depozit: **26.11.2010**

(45) Data publicării mențiunii acordării brevetului: **30.09.2013** BOPI nr. **9/2013**

(41) Data publicării cererii:
29.06.2012 BOPI nr. **6/2012**

(73) Titular:
• **INSTITUTUL NAȚIONAL DE
CERCETARE-DEZVOLTARE PENTRU
OPTOELECTRONICĂ - INOE 2000,
STR.ATOMIȘTILOR NR.409, MĂGURELE,
IF, RO**

(72) Inventatori:
• **SAVASTRU DAN, STR.IANI BUZOIANI
NR.3, BL.16, SC.A, AP.2, SECTOR 1,
BUCUREȘTI, B, RO;**
• **MICLOȘ SORIN, CALEA GRIVIȚEI
NR.160, BL.B, SC.A, AP.42, SECTOR 1,
BUCUREȘTI, B, RO;**

• **POPESCU AURELIAN, STR.ȘELIMBĂR
NR.27, MĂGURELE, IF, RO;**
• **TĂUTAN MARINA, STR.EMIL RACoviȚĂ
NR.6, BL.R1, SC.2, AP.45, SECTOR 4,
BUCUREȘTI, B, RO;**
• **RUSU MĂDĂLIN ION, STR.BUȘAGA NR.1,
CURTEA DE ARGEȘ, AG, RO;**
• **SAVU VALERIU, STR.CĂTINEI NR.13,
BL.37 C, SC.C, AP.51, PLOIEȘTI, PH, RO;**
• **BAȘCHIR LAURENȚIU AURELIAN,
STR.NICOPOL NR.60, TULCEA, TL, RO**

(56) Documente din stadiul tehnicii:
**RO 126504 A2; US 20100142046 A1;
US 4277 146**

(54) **DISPOZITIV DE ATENUARE ELECTRO-OPTICĂ A RADIAȚIEI
LASER PENTRU MICROSCOP CHIRURGICAL OFTALMIC**



RO 127479 B1

1 Invenția se referă la un dispozitiv optoelectronic pentru atenuarea electrooptică a
energiei laser în cadrul unui microscop chirurgical oftalmic cu laser, în mod continuu și fără
3 a folosi piese în mișcare. Atenuarea fasciculului produs de sursa laser are ca scop obținerea
unei anumite energii necesare procedurii microchirurgicale dorite de medic.

5 Se cunosc dispozitive de atenuare care folosesc un set de filtre dispuse circular pe
o placă revolver. Un microscop chirurgical oftalmic ce folosește un astfel de dispozitiv de
7 atenuare este compus, în principal, dintr-un laser care generează un fascicul laser, un
expandor al fasciculului laser, care colimează fasciculul laser și un obiectiv care focalizează
9 fasciculul laser în punctul dorit pentru operație. Dispozitivul de atenuare menționat este
alcătuit dintr-un număr de filtre neutre, dispuse circular pe o placă revolver. Atenuarea
11 fasciculului se obține prin rotirea plăcii revolver, aducând filtrul dorit în dreptul fasciculului
laser. Dezavantajul principal al acestei soluții este faptul că atenuarea dorită se face într-un
13 număr definit de trepte, iar treptele de atenuare astfel obținute prezintă o mare dispersie a
atenuării de la un exemplar la altul, fiind imposibil de reglat pe o anumită valoare dorită.

15 Un alt dispozitiv, care rezolvă problema atenuării în mod continuu a radiației laser,
cu posibilitatea de recalibrare ori de câte ori este necesar, este alcătuit dintr-un filtru neutru
17 circular cu atenuare continuu variabilă (liniar), acționat de un motor pas cu pas, controlat de
un modul de comandă și folosind un circuit de recunoaștere a poziției filtrului. Ca și în cazul
19 soluției ce folosește setul de filtre, microscopul chirurgical este alcătuit din laser, expandor
și obiectiv. Dispozitivul este compus dintr-un filtru neutru circular cu atenuare liniar variabilă,
21 acționat de un motor pas cu pas și controlat ca rotație de două perechi LED-fotodetector.
Atenuarea în mod continuu a radiației laser se obține rotind filtrul neutru circular cu atenuare
23 liniar variabilă cu ajutorul motorului pas cu pas, astfel încât fasciculul laser să treacă prin
acea zonă a filtrului care are atenuarea dorită. Dezavantajul acestei soluții este faptul că
25 atenuarea continuă a fasciculului laser Nd:YAG se face folosind componente în mișcare.
Utilizarea unor componente în mișcare, pe lângă micșorarea fiabilității aparatului, împiedică
27 un control mai bun al parametrilor care intervin în procedura chirurgicală cu laser (expunerea
radiantă, diametrul fasciculului, timpul de iradiere într-un punct), ceea ce împiedică
29 minimizarea distrugerilor termice reziduale la ablația laser a țesuturilor, afectează negativ
reproductibilitatea rezultatelor și necesită un timp de fixare a nivelului de energie dorit mai
31 mare decât în cazul unei soluții fără componente în mișcare.

33 Dispozitivele existente, ce folosesc fie un set de filtre montate pe un cap revolver, fie
un filtru de atenuare cu densitate variabilă circular, prezintă următoarele dezavantaje: cele
din prima categorie nu permit obținerea unei atenuări continue, ci doar într-un număr mic de
35 trepte și toate folosesc elemente în mișcare pentru a modifica atenuarea, micșorând
fiabilitatea aparatului și împiedicând un control mai bun al parametrilor care intervin în
37 procedura chirurgicală cu laser.

39 Problema tehnică pe care prezenta invenție își propune să o rezolve constă în
atenuarea în mod continuu a radiației laser comandat prin tensiune, fără a folosi elemente
în mișcare.

41 Dispozitivul conform invenției înlătură dezavantajele arătate mai înainte, prin aceea
că este alcătuit dintr-o celulă Pockels, un fotodetector care măsoară energia unui fascicul
43 laser polarizat, precum și un sistem electronic de comandă, care generează tensiunea
necesară celei Pockels, permite obținerea atenuării dorite de către un operator și
45 monitorizează energia fasciculului laser cu ajutorul fotodetectorului.

Invenția prezintă următoarele avantaje:

47 - atenuarea continuă a radiației laser utilizată în cadrul unui microscop chirurgical
oftalmic cu laser;

RO 127479 B1

- comanda prin tensiune a atenuării, fără elemente în mișcare; 1
- recalibrarea facilă a sistemului, ori de câte ori este necesar. 3

Se dă, în continuare, un exemplu de realizare a invenției, în legătură și cu figura, care prezintă schema optică a dispozitivului conform invenției, cuplat cu un microscop chirurgical cu laser. 5

Principiul folosit este efectul electrooptic Pockels, care produce birefrință într-un mediu optic, indusă de un câmp electric constant sau variabil. În cazul efectului Pockels, birefrința este proporțională cu câmpul electric aplicat. 7

Indicele de refracție al unui mediu electro-optic este o funcție $n(E)$ a unui câmp electric E aplicat staționar (sau lent variabil). Notând cu r coeficientul electrooptic și $n = n(0)$, se obține efectul Pockels: 9

$$n(E) \approx n - \frac{1}{2}rn^3E$$
 13

Un fascicul de lumină ce traversează o celulă Pockels de lungime L , asupra căreia se aplică un câmp electric E , suferă o deplasare de fază $\varphi = n(E)k_0L = 2\pi n(E)L/\lambda_0$, unde λ_0 este lungimea de undă în vid. Obținem: 17

$$\varphi \approx \varphi_0 - \pi \frac{rn^3EL}{\lambda_0}$$
 19

unde $\varphi_0 = 2\pi nL/\lambda_0$. Dacă câmpul electric este obținut prin aplicarea unei tensiuni V de-a lungul a două fețe ale celulei, separate de distanța d , atunci $E = V/d$, și se obține modulația de fază: 21

$$\varphi = \varphi_0 - \pi \frac{V}{V_\pi}$$
 23

unde: 25

$$\varphi_x = \frac{d\lambda_0}{Lrn^3}$$
 27

Parametrul V_π , cunoscut drept tensiunea de semiundă, reprezintă tensiunea aplicată la care deplasarea de fază se modifică cu π . Ecuația modulației de fază exprimă o relație liniară între deplasarea de fază optică și tensiune. Se poate astfel modula faza unei unde optice, variind tensiunea V ce se aplică de-a lungul unui material prin care trece lumina. 29

Dacă E este obținut prin aplicarea unei tensiuni V între două suprafețe ale mediului ce sunt separate de o distanță d , întârzierea de fază poate fi scrisă ca: 31

$$\Gamma = \Gamma_0 - \pi \frac{V}{V_x}$$
 33

RO 127479 B1

1 unde

$$3 \quad \Gamma_0 = k_0 (n_1 - n_2)L$$

5 este întârzierea de fază în absența câmpului electric, iar

$$7 \quad V_x = \frac{d \lambda_0}{L r_1 n_1^3 - r_2 n_2^3}$$

9 (tensiunea de întârziere de semiundă)

11

13 este tensiunea aplicată necesară obținerii unei întârzieri de fază π . Un retardor de undă (de
15 întârziere Γ) plasat ca într-un sandviș între doi polarizori încrucișați, plasați la 45° față de
17 axele retardorului, are o transmitanță de intensitate $T = \sin^2(\Gamma / 2)$. Dacă retardorul este o
19 celulă Pockels, atunci Γ este liniar dependent de tensiunea aplicată V . Transmitanța
21 dispozitivului este în acest caz o funcție periodică de tensiune:

17

19

$$T(V) = \sin^2\left(\frac{\Gamma_0}{2} - \frac{\pi V}{2 V_x}\right)$$

21

23 Modificând tensiunea V , transmitanța poate fi variată între 0 (obturator închis) și 1
(obturator deschis). Dispozitivul poate fi utilizat ca modulator liniar, dacă sistemul este făcut
25 să lucreze în regiunea din apropierea $T(V) = 0.5$. Alegând $\Gamma_0 = \pi/2$ și $V \ll V_x$,

25

27

29

$$T(V) = \sin^2\left(\frac{\pi}{4} - \frac{\pi V}{2 V_x}\right) \approx T(0) + \left.\frac{dT}{dV}\right|_{\Gamma=0} V = \frac{1}{2} - \frac{\pi V}{2 V_x}$$

31

33 astfel încât $T(V)$ este o funcție liniară cu panta $\pi/2V_x$, ce reprezintă sensibilitatea
35 modulatorului. Deci, atenuarea variabilă se obține rotind planul de polarizare, aplicând o
tensiune V celulei Pockels. Din cele de mai sus, rezultă o cerință: fasciculul laser aplicat la
intrarea în atenuator trebuie să fie polarizat. Celălalt polarizor (prismă de polarizare) se
găsește înglobat în celula Pockels.

37

39 Sistemul electronic de comandă, în sine cunoscut, generează, la comanda
utilizatorului, tensiunea necesară care furnizează sistemului valoarea energiei dorite, deci,
implicit, a atenuării dorite.

39

41 Un fotodetector amplasat în imediata vecinătate a unei fețe rugoase a prisme de
polarizare a celulei Pockels preia o mică parte din radiația laser și permite sistemului
43 electronic de comandă monitorizarea nivelului de atenuare. Periodic, se pot face reglaje de
calibrare, folosind aceste măsurări.

43

45 Într-un exemplu preferat de realizare a invenției, dispozitivul de atenuare electrooptică
a radiației laser pentru microscopul chirurgical oftalmic este alcătuit dintr-un modulator
electrooptic (celula Pockels) **MEO**, un fotodetector **FD** și un sistem electronic de comandă
EC. Dispozitivul este inserat într-un biomicroscop oftalmic cu laser, între laserul **L** și o lunetă
47 de expandare **LE**. Fasciculul laser polarizat, emis de laserul **L**, trece prin modulatorul
electrooptic **MEO**. Operatorul setează atenuarea dorită cu ajutorul sistemului electronic de

RO 127479 B1

comandă **EC**, care aplică tensiunea corespunzătoare modulatorului electrooptic **MEO**, ceea ce va produce rotirea planului de polarizare a fasciculului laser, implicit atenuarea acestuia la ieșirea din modulator. Fotodetectorul **FD** va măsura nivelul energiei fasciculului atenuat, transmițând sistemului electronic de comandă **EC** informația. În continuare, fasciculul atenuat își continuă parcursul prin microscopul chirurgical oftalmic cu laser, trecând prin luneta expandoare **LE** și este apoi focalizat în locul operației, cu ajutorul unui obiectiv **OBM**.

RO 127479 B1

Revendicări

1 1. Dispozitiv de atenuare electrooptică a radiației laser, destinat amplasării într-un
microscop chirurgical oftalmic cu laser, între un laser (L) și o lunetă de expandare (LE),
3 astfel încât preia un fascicul laser polarizat, emis de laser, **caracterizat prin aceea că** este
alcătuit dintr-o celulă Pockels (MEO), un fotodetector (FD) care măsoară energia fascicului
5 laser polarizat, precum și un sistem electronic de comandă (EC), care generează tensiunea
necesară celulei Pockels, permite obținerea atenuării dorite de către un operator și
7 monitorizează energia fasciculului laser cu ajutorul fotodetectorului.

 2. Dispozitiv conform revendicării 1, a cărui celulă Pockels are o prismă de polarizare
9 cu o față rugoasă, **caracterizat prin aceea că** fotodetectorul (FD) este amplasat în
vecinătatea feței rugoase a prisme de polarizare a celulei Pockels.

(51) Int.Cl.

A61B 3/13 (2006.01);

G02F 1/03 (2006.01);

H01J 3/07 (2006.01)

