



(11) **RO 132296 B1**

(51) **Int.Cl.**

A61B 5/09 (2006.01),
A61C 19/04 (2006.01),
G01N 25/72 (2006.01),
G06T 7/10 (2017.01)

(12)

BREVET DE INVENȚIE

(21) Nr. cerere: **a 2017 00298**

(22) Data de depozit: **18/05/2017**

(45) Data publicării mențiunii acordării brevetului: **30/05/2023** BOPI nr. **5/2023**

(41) Data publicării cererii:
29/12/2017 BOPI nr. **12/2017**

(73) Titular:
• **INSTITUTUL NAȚIONAL DE CERCETARE
DEZVOLTARE PENTRU TEHNOLOGII
IZOTOPICE ȘI MOLECULARE,
STR. DONATH NR. 67-103, CLUJ-NAPOCA,
CJ, RO**

(72) Inventatori:
• **STREZA MIHAELA, ALEEA MICUS NR. 3,
BL. D12, AP. 27, CLUJ-NAPOCA, CJ, RO;**
• **GERGELY ȘTEFAN, STR. VÂNĂTORULUI
NR. 23, AP. 6, CLUJ-NAPOCA, CJ, RO;**
• **BELEAN BOGDAN, STR.PASTEUR 59,
AP.16, CLUJ-NAPOCA, CJ, RO**

(56) Documente din stadiul tehnicii:
**US 6437334 B1; KR 20100094160 A;
US 9584771 B2**

(54) **METODĂ PENTRU IDENTIFICAREA MICROFISURILOR
APĂRUTE ÎN URMA ADEZIUNII LA SMALȚ ȘI DENTINĂ
A MATERIALELOR DE RESTAURARE DENTARĂ**



RO 132296 B1

1 Invenția se referă la o linie experimentală automatizată de termogafie activă și
metoda de analiza a datelor pentru investigarea adeziunii la smalț și dentină a materialelor
3 de restaurare dentară.

Conceptul este unul întâlnit ca principiu în foarte multe alte domenii, ceea ce probabil
5 a făcut ca, la un moment dat, el să fie preluat și utilizat și în medicina dentară, datorită
beneficiilor incontestabile pe care le poate oferi. Practic, în stomatologie, scopul final al
7 adeziunii este acela de a uni un substrat solid (țesuturile dentare dure/moi - smalț, dentină,
cement) cu un alt substrat, reprezentat de materialul sau materialele de restaurare. De cele
9 mai multe ori la interfața dinte/restaurare există un spațiu accesibil infiltrațiilor marginale care
în timp favorizează apariția cariilor secundare.

11 Lipsa de adeziune între materialele de restaurare și dinte a fost și rămâne o problemă
majoră în stomatologie. Calitatea adeziunii la stucturile dentare este o necesitate clinică și
13 practică. Din acest motiv cercetările în domeniul adeziunii la structurile dentare care
utilizează tehnici neinvazive sunt un subiect departe de a fi finalizat.

15 Datorită sensibilității ridicate a metodei propuse, invenția poate fi folosită pentru
studiul adeziunii dinte-obturație, permițând totodată testarea capacității de sigilare a diferi-
17 telor tipuri de sisteme adezive dentare, respectiv ale produselor comerciale existente în
cadrul fiecărei clase de adezivi dentari. Prin urmare, evaluarea completă a unei restaurări
19 dentare printr-o tehnică neinvazivă este un instrument extrem de util pentru medicii
stomatologi.

21 Actualmente în stomatologia restauratoare există două tehnici curente de investigare
utilizate doar pentru evaluarea adaptării marginale a compozitelor la dinte: (1) metoda
23 lichidelor penetrante, (2) microscopia electronică de baleiaj (SEM) [1], [2], [3], [4]. Termo-
grafia este o metodă folosită pe scară largă în medicina [5], dar prea puțin în stomatologie,
25 în ciuda caracterului său non-invaziv. În stomatologie termografia IR este folosită îndeosebi
pentru monitorizarea temperaturii de polimerizare a compozitelor dentare în timpul procesului
27 de întărire [6] [7]. Prin urmare, nu există multe date disponibile în literatură în legătură cu
acest subiect. Există trei publicații recente (2013, 2015) în care s-a evaluat interfața dintre
29 materialul de umplură și dinte prin termografia de detecție sincronă (LIT). Imaginile de
amplitudine și de fază au fost analizate în funcție de frecvența de excitare și diametrul zonei
31 de exfoliere pentru obținerea unui contrast maxim [8] [9]. Termografia de detecție sincronă
a dat rezultate promițătoare în detectarea defectelor marginale și interne prin analiza
33 imaginilor de amplitudine. Procedura a permis o diagnosticare a microfisurilor foarte fine
(până la 1 μm) [10].

35 Mandelis și colab. a rezolvat ecuația de difuzie termică ținând cont de fenomenul de
împrăștiere multiplă al fotonilor în smalț și a analizat răspunsul fototermic al dintelui în urma
37 procesului de excitare [11], [12], [13], [14]. În general, cu cât împrăștierea luminii într-un
anumit volum al dintelui este mai mare, cu atât este mai mare probabilitatea de absorbtie a
39 unui foton în această regiune. Prin urmare, undele termice care sunt generate în regiunile
poroase sau cu defecte ale dintelui vor avea o amplitudine mai mare decât cele generate în
41 smalțul intact [15], [16]. Cercetările au arătat că radiometria fototermică PTR poate detecta
cu succes fisuri în dinte [15], și poate de asemenea monitoriza demineralizarea timpurie și
43 remineralizarea smalțului [15], [16], [17].

La nivel național, nu există nici un grup de cercetare care să aplice termografia de
45 detecție sincronă în medicină. Există doar câteva studii privind evaluarea unor polimeri
dentari utilizați în stomatologie prin termografie pasivă. Din aceste motive, considerăm că
47 acest procedeu va aduce multe beneficii la nivel național prin dezvoltarea unor noi concepte
și abordări privind studiile de evaluare nedistructivă ale biointerfețelor dentare.

RO 132296 B1

Problema tehnică pe care o rezolvă invenția este identificarea microfisurilor care apar la interfața dintre un material de umplutură și țesutul dentar.	1
Metoda de analiză de imagini descrise în prezenta invenție vor permite detecția nedistructivă a microfisurilor localizate la interfața material/smalt sau material/dentină cu foarte mare precizie, permițând totodată testarea capacității de sigilare a diferitelor sisteme adezive și/sau compozite dentare.	3 5
Metoda de analiză de imagini pentru identificarea microfisurilor care apar la interfața dintre un material de umplutură și țesutul dentar, bazată pe utilizarea termografiei de detecție sincronă, care analizează imaginile de amplitudine și imaginile de fază, conform invenției, constă în:	7 9
- crearea unei măști pe o imagine de amplitudine $I_{A(x,y)}$ care ascunde o zonă iradiată cu laser, zona direct proporțională cu un factor de prag a);	11
- îmbunătățirea contrastului pe imaginea rezultată folosind un operator laplacian;	13
- stabilirea sensibilității de detecție folosind un prag b), determinarea unei imagini binare în care sunt marcați pixelii care corespund micro-fisurilor dar și defectelor de suprafață;	15
- stabilirea pe baza unui număr minim de pixeli adiacenți reprezentat de un prag c) a micro-fisurilor pe imaginea de amplitudine;	17
- aplicarea unei proceduri de normalizare și a unei transformări liniare pe baza funcției tangentă hiperbolică pe o imagine de fază $I_{F(x,y)}$ urmată de o difuzie anisotropă pentru accentuarea micro-fisurilor;	19 21
- localizarea micro-fisurilor împreună cu defectele de suprafață pe imaginea de fază prin determinarea trecerilor prin zero ale transformatei Laplace aplicate pe imaginea de fază;	23
- determinarea micro-fisurilor eliminând zonele corespunzătoare defectelor de suprafață folosind operația de erodare morfologică cu un element structural de dimensiunea maximă a defectelor de suprafață.	25
Avantajul metodei constă în posibilitatea extragerii semnalului util din zgomotul termic (raport semnal/zgomot > 100) și exploatarea lui prin tehnici adecvate de prelucrare de imagini. În plus poziționarea automatizată și precisă a spotului laser pe suprafața investigată, în vecinătatea cavității restaurate, va permite obținerea unor imagini termice având un contrast foarte bun. În acest mod se elimină nevoia alinierii optice (foarte consumatoare de timp) necesară investigării fiecărei cavități restaurate în parte, fiind suficientă o singură procedură de calibrare pentru obținerea informațiilor necesare pentru un set întreg de probe.	27 29 31 33
Prezentarea pe scurt a desenelor explicative:	
- fig. 1, schema bloc a dispozitivului experimental descris de prezenta invenție.	35
Notațiile din această figură se referă la:	
- 1 - suport probă;	37
- 2 - sursa laser de excitare;	
- 3 - generator de semnal (lock-in voltmeter);	39
- 4 - camera în infraroșu cu modul de detecție sincronă încorporat;	
- 5 - program de comandă pentru poziționarea laserului pe suprafața probei;	41
- 6 - interfață pentru poziționarea și controlul oglinzilor, National Instruments NI USB-6211;	43
- 7 - sistem de oglinzi controlate electric (THORLABS GVSM-002M).	
- fig. 2, imaginea termică a punctelor de calibrare;	45
- fig. 3, suprafața probei investigate în spectrul vizibil;	
- fig. 4, scanarea dinamică a suprafeței;	47
- fig. 5a, detalii constructive ale suportului de probă, în vedere frontală (din partea camerei de termoviziune) și vedere de sus. Notațiile din această figură se referă la:	49
- 8 - suport de fixare;	

RO 132296 B1

- 1 - 9 - două șuruburi fixe;
- 10 - caneluri;
3 - 11 - corp mobil.
- fig. 5b, detalii constructive ale suportului de oglinzi (vedere frontală și de sus).

5 Notațiile din figură se referă la:

- 12 - placa de aluminiu cu grosime de 10 mm;
7 - 13 - locaș fixare șuruburi;
- 14 - orificiu șurub de blocare;
9 - 15 - șurub blocare randalinat care permite reglajul în plan vertical;
- 16 - adaptor fixare oglinzi pe tija verticală.
11 - fig. 6, performanța blocului de corecție pentru un set de coordonate reale;
- fig. 7a, derivata a doua spațială a imaginii de amplitudine;
13 - fig. 7b, imaginea binară a defectului la interfață dentină/material de umplutură;
- fig. 8a, imaginea de fază;
15 - fig. 8b, imaginea corectată după aplicarea funcției tangentă hiperbolică;
- fig. 8c, derivata a doua spațială a imaginii de fază corectate;
17 - fig. 8d, imaginea binară, pornind de la imaginea de fază (inserată imaginea optică a unei felii restaurate de dinte).

19 Interfețele de restaurare dentare pot prezenta defecte, cunoscute sub numele de
microleakages (microfisuri) care nu sunt deloc simplu de diagnosticat. În această metodă,
21 o sursă de excitare modulată în intensitate (lumina) este trimisă pe eșantionul de investigat,
generând un câmp de temperatură modulată la locul absorbției. Acest câmp termic modulată
23 emis de probă (un semnal complex având o amplitudine și o fază) poate fi măsurat cu un
detector bidimensional în infraroșu (detector IR).

25 *Elementele de dificultate ale problemei:* Dintele are o structură multistrat (smalt,
dentină, pulpă și cement), fiecare strat având propriile sale neomogenități și proprietăți
27 termice și optice. Împrăștierea luminii în dinte este mare, acesta fiind un mediu foarte
neomogen din punct de vedere optic. Adâncimea de pătrundere a luminii în dinte depinde
29 de energia fotonilor incidenti: lungimile de undă mari (energii mici ale fotonilor incidenti) sunt
mai puțin împrăștiate în comparație cu lungimile de undă scurte (energii mai mari ale fotonilor
31 incidenti), și pot, prin urmare, pătrunde mai adânc în structura dintelui. Așadar cantitatea de
lumină împrăștiată este un factor cheie în determinarea adâncimii de pătrundere a luminii în
33 țesut. Un semnal fototermic este generat numai atunci când se eliberează energie termică
în urma unui eveniment de absorbție a unui foton în țesutul analizat. Prin urmare, pentru a
35 obține un răspuns fototermic optim (semnal), trebuie aleasă cu grijă lungimea de undă a
sursei de excitare, ținând cont atât de coeficienții de împrăștiere, cât și de coeficienții de
37 absorbție ai luminii în smalt și dentină. Datorită absorbției moderate și a împrăștierii
puternice, generarea de semnal în astfel de probe semitransparente este slabă, și din acest
39 motiv acestea sunt dificil de investigat. Pentru a crește raportul semnal/zgomot, s-ar putea
mări energia sursei de lumină incidentă pe dinte, însă acest lucru poate determina depășirea
41 limitei de siguranță dentară. De pildă, o densitate de putere laser de 2 W/cm^2 determină o
creștere a temperaturii de aproximativ 5°C în interiorul camerei pulpare, ceea ce poate
43 produce traume ireversibile ale dintelui. O soluție ar fi reducerea densității de putere optică
în favoarea unor timpi mai lungi de achiziție ai semnalului. Acest lucru se poate realiza prin
45 tehnici de detecție sincronă de semnal.

Metoda descrisă de prezenta invenție se bazează pe utilizarea termografiei de
47 detecție sincronă IR cuplată cu algoritmi de procesare de imagini pentru recunoaștere de
contururi, în scopul caracterizării nedistructive a interfețelor dentare.

RO 132296 B1

Noutatea adusă de prezenta invenție constă în:	1
1) posibilitatea controlului foarte precis al poziției spotului laser pe suprafața investigată (cu precizie de ordinul a 1 pixel) prin deflexia laserului pe un sistem de oglinzi controlate electric.	3
2) implementarea unor algoritmi de prelucrare de imagini care îmbunătățesc calitatea imaginilor rezultate prin accentuarea semnăturii zonelor cu defecte și reducerea efectului de neclaritate al imaginilor ("blurring") datorat efectelor de disipare laterală a căldurii.	5
Schema bloc a liniei experimentale de termografie de detecție sincronă în vederea analizei interfețelor dentare este reprezentată în fig. 1.	9
Voltmetrul selectiv lock-in SR generează semnalul de referință pentru laserul modulat în intensitate (cu frecvența de excitație f_0). Prin deflexia pe sistemul de oglinzi controlate electric, fasciculul laser este dirijat foarte precis în vecinătatea interfeței dentare analizate. Feliu de dinte restaurat este fixat rigid pe un sistem de poziționare a probei. Semnalul termic generat de probă este înregistrat de camera termografică. Semnalul termic și semnalul de referință sunt trimise la modulul de detecție sincronă al camerei care procesează informația primită. În final se obțin imaginile de amplitudine și de fază corespunzătoare frecvenței de excitație, filtrându-se practic semnalele cu alte frecvențe decât frecvența de excitație f_0 . Imaginile rezultate sunt afișate pe un calculator, de unde sunt exportate pentru procesare.	11
Optimizarea eficienței a procedurii propus de prezenta invenție poate fi făcută numai prin utilizarea unor metode bazate pe măsurători experimentale de mare precizie, cuplate cu algoritmi de procesare de imagini. Imaginile de amplitudine și fază obținute în urma detecției sincrone conțin informații despre prezența unei fisuri sau a unei zone demineralizate (comparativ cu smalțul intact) care constau într-o perturbare a undei termice deasupra zonei cu defect. Această variație poate fi de doar câțiva mK, imposibil de detectat prin termografie pasivă (fluctuațiile termice $\approx 0,5$ K). Algoritmii de prelucrare de imagini accentuează informația utilă deasupra zonei cu defect și elimină zgomotele, iar în final se obține o imagine binară (o matrice de pixeli cu valorile zero sau 1) care furnizează semnătura particulară a defectului pe suprafață.	13
<i>Automatizarea parametrilor experimentali pentru îmbunătățirea contrastului imaginilor termice</i>	15
Întrucât distanța față de interfața investigată la care se iradiază țesutul dentar și/sau materialul de umplutură trebuie controlată foarte precis, procesul de aliniere a fost automatizat prin deflexia spotului laser de către un ansamblu de oglinzi pe două axe (X-Y), care sunt controlate electric. Spotul este deflecat prin mișcarea compusă a celor două oglinzi. În felul acesta se evită alinierea mecanică a probei/sistemului de excitație, proces care este foarte consumator de timp. Ansamblul sistemului de control al oglinzilor trebuie să fie capabil să evite erorile de măsură [18], [19], [20]. Aceste erori sunt: (i) erori de planeitate în fixarea pe masa optică a oricărui element care compune sistemul optic; (ii) erori de paralaxă între camera FLIR și sistemul de poziționare al probei, erori datorate poziționării unghiulare a laserului după ieșirea din sistemul de oglinzi.	17
<i>Modelul matematic: corecția de paralaxă</i>	19
Erorile de planeitate și erorile de paralaxă se corectează utilizând un tip de transformată care se numește transformată homografică sau transformată de proiecție. Această transformată definește o relație geometrică între toate punctele din planul de intrare (A) și toate punctele din planul de ieșire (B). Utilizarea transformatei proiecției presupune existența unui număr de minimum 4 puncte în planul A care au coordonatele cunoscute. Acestor puncte trebuie să le corespundă tot un număr de minimum 4 puncte în planul B.	21

RO 132296 B1

1 Acest tip de transformată geometrică impune cel puțin prezența unui patrulater în planul de
intrare, rezultând astfel un sistem de conversie cu 8 grade de libertate.

3 Imaginea de ieșire va avea o formă geometrică modificată dar având precis
cunoscute coordonatele punctelor proiectate din planul A în planul B. Astfel este de interes
5 să se determine coordonatele necunoscute ale unui punct din planul B (u, v) prin proiecția
unui punct arbitrar din planul A având coordonatele cunoscute (x, y).

7 Forma generalizată a transformatei proiectiei este dată de sistemul de ecuații:

$$\begin{matrix} 9 \\ 11 \\ 13 \\ 15 \\ 17 \end{matrix}
 \begin{matrix}
 \begin{bmatrix}
 x_0 & y_0 & 1 & 0 & 0 & 0 & -x_0 u_0 & -y_0 v_0 \\
 0 & 0 & 0 & x_0 & y_0 & 1 & -x_0 v_0 & -y_0 u_0 \\
 x_1 & y_1 & 1 & 0 & 0 & 0 & -x_1 u_1 & -y_1 v_1 \\
 0 & 0 & 0 & x_1 & y_1 & 1 & -x_1 v_1 & -y_1 u_1 \\
 M & & & & & M & & M \\
 x_{n-1} & y_{n-1} & 1 & 0 & 0 & 0 & -x_{n-1} u_{n-1} & -y_{n-1} v_{n-1} \\
 0 & 0 & 0 & x_{n-1} & y_{n-1} & 1 & -x_{n-1} v_{n-1} & -y_{n-1} u_{n-1}
 \end{bmatrix}
 &
 \begin{bmatrix}
 a \\
 b \\
 c \\
 d \\
 e \\
 f \\
 g \\
 h
 \end{bmatrix}
 &
 = &
 \begin{bmatrix}
 u_0 \\
 v_0 \\
 u_1 \\
 v_1 \\
 M \\
 u_{n-1} \\
 v_{n-1}
 \end{bmatrix}
 \end{matrix}
 \quad (1)$$

17 unde coeficienții a, b, c, d, e, f, g, h sunt necunoscutele, iar vectorul $[u_0 \quad v_0 \dots]$ reprezintă
19 coordonatele electrice corespunzătoare planului B.

Pentru fiecare coordonată x, y din planul A se determină noile coordonate electrice
21 (u, v) aparținând planului B și care se exprimă astfel:

$$\begin{matrix} 23 \\ 25 \\ 27 \end{matrix}
 \begin{cases}
 u = \frac{ax + by + c}{gx + hy + 1} \\
 v = \frac{dx + ey + f}{gx + hy + 1}
 \end{cases}
 \quad (2)$$

29 Semnificația geometrică a constantelor calculate a, b, c, d, e, f, g, h este următoarea:

- 29 a : coeficient de scalare pe axa X având valoarea Y neschimbată
- 31 b: coeficient de scalare pe axa X proporțional cu distanța lui Y până la origine
- 33 c: coeficient de translație al originii pe axa X
- 35 d: coeficient de scalare pe axa/proporțional cu distanța lui X până la origine
- 37 e: coeficient de scalare pe axa Y având valoarea X neschimbată
- 39 f: coeficient de translație al originii pe axa Y
- 41 g: coeficient de scalare proporțional pentru X și Y în funcție de X
- 43 h: coeficient de scalare proporțional pentru X și Y în funcție de Y

45 Constantele a, b, c, d, e, f, g, h se determină după o procedură prealabilă de
calibrare: se introduc coordonatele geometrice inițiale ale celor 4 puncte de calibrare cărora
39 le corespund coordonatele electrice inițiale ale oglinzii, după care se rezolvă sistemul de
ecuații (1) și se determină noile coordonate electrice aparținând planului B care sunt corelate
41 cu coordonatele geometrice din planul A prin relația (2)

Transformata proiectiei este cea mai complexă dintre transformatele geometrice,
43 deoarece include în setul de operații matematice operațiile de: translație, rotație, forfecare
și scalare.

45 Se poate astfel afirma faptul că, prin manipularea corectă a setului de coordonate din
planul A respectiv planul B, utilizarea singulară a transformatei proiectiei asigură corecția
47 integrală a setului de erori apărute în sistemul optic. Construcția sistemului de ecuații liniare

RO 132296 B1

presupune o interfață software pentru preluarea automată a coordonatelor pentru planul A reprezentat de către FOV al camerei FLIR, respectiv planul B reprezentat de suprafața probei scanate. Interfața software este prezentată în Anexa I.

Procesarea imaginilor termografice

Modelul matematic utilizat

Analiza imaginilor de amplitudine

În ceea ce privește imaginea de amplitudine $I_{A(x,y)}$, metoda propusă pentru detecția micro-fisurilor constă în următoarele etape:

(i) introducerea unui factor de prag a), care creează o mască pentru imaginea de amplitudine;

$$\Phi_a(x,y) = \begin{cases} 0 & \text{if } A(x,y) / A_{\max} \geq a \\ 1 & \text{if } A(x,y) / A_{\max} < a \end{cases} \quad (3)$$

Masca, i.e. $\Phi_a(x,y)$, este definită conform ecuației (3), unde A_{\max} este amplitudinea maximă iar $A(x,y)$ este amplitudinea pixelului $p_{x,y}$ de coordonate (x,y) . Cu cât factorul de prag a este mai mare cu atât zona mascată este mai mare.

(ii) aplicarea derivatei spațiale de ordinul 2 (laplacian), în scopul de a sublinia contrastul local, care conține semnalul util

(iii) filtrarea spațială a fluctuațiilor sursei de excitare și binarizarea imaginii (introducerea celui de-al doilea factor de prag b);

Pentru a obține imaginea rezultată în urma binarizării, un al doilea factor de prag $b(b > 1)$ a fost introdus. Operatorul Laplacian este aplicat imaginii de intrare rezultând imaginea $\nabla^2 I_A(p_{x,y}) = \nabla^2 A(x,y)$. Imaginea rezultată în urma aplicării celui de-al doilea prag este dată de ecuația (4).

$$\Phi_b(x,y) = \begin{cases} 1 & \text{if } \nabla^2 A(x,y) \times \Phi_a(x,y) \leq A_{\min} / b \\ 0 & \text{if } \nabla^2 A(x,y) \times \Phi_a(x,y) > A_{\min} / b \end{cases} \quad (4)$$

unde A_{\min} este valoarea minimă a expresiei $\nabla^2 A(x,y) \times \Phi_a(x,y)$.

Cu cât factorul de prag b este mai mare, cu atât sensibilitatea de detecție este mai mare dar și zgomotul este mai ridicat. Cu cât parametrul c este mai mare cu atât un număr mai mare de pixeli interconectați este considerat semnificativ pentru a forma o fisură.

(iv) filtrarea imaginii rezultate prin introducerea celui de al treilea factor (c) care permite păstrarea unui număr minim de pixeli adiacenți.

Analiza imaginilor de fază

Etapele de prelucrare folosind imaginea de fază, sunt următoarele:

(v) etapa de pre-procesare,

(vi) etapa de detectare a marginilor bazată pe 2D Laplacianul imaginii și

(vii) o procedură de rafinare bazată pe morfologia matematică pentru extragerea defectului de suprafață.

Preprocesarea presupune o procedură de normalizare și scalare a informației, urmată de o transformare liniară pe baza funcției tangentă hiperbolică (\tanh). Rolul acestei transformări neliniare este de îmbunătățire a imaginilor, și anume diminuare a fundalului și accentuare a informației utile în raport cu pragul k . Efectul rezultat este acela de intensificare a informației de contur. Următorul pas din cadrul etapei de pre-procesare este o difuzie anisotropă pe bază de ecuații cu derivate parțiale (PDE) pentru eliminarea zgomotului și accentuarea conturilor (fără a distruge informația legată de contur).

RO 132296 B1

1 Considerând imaginea pe nivele de gri obținută în urma pre-procesării I^T ca imagine
de intrare, în urma aplicării Laplacianului obținem o altă imagine notată cu $L(I^T)$. Valorile
3 pixelilor imaginii rezultate sunt descrise de ecuația (5).

$$5 \quad L(I^T) = \frac{\partial^2 I^T}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 I^T}{\partial y^2} \quad (5)$$

7 Trecerile prin zero în cazul imaginii rezultate $L(I^T)$ marchează contururile.

9 **Exemplu de realizare**

11 Imaginea obținută de la camera FLIR trebuie să fie corelată cu coordonatele corecte
în care laserul expune proba testată. În acest scop înaintea fiecărei sesiuni de măsurare se
13 face o calibrare a sistemului optic și a circuitului de control al oglinzilor. Prima secvență din
program generează un set de coordonate pentru calibrare astfel; Interfața NI USB-6211
15 folosește cele două canale de ieșire AO0, AO1 pentru a genera câte o tensiune de comandă
pentru fiecare canal x, y. Controlul electric al oglinzilor presupune comanda acestora în
17 4 cadrane, astfel că verificarea calibrării interfeței de comandă se rezumă la măsurarea ten-
sionii de 0 V pe fiecare axă. Valorile X = 0 V și Y = 0 V corespund punctului de coordonate
19 0,0 în planul probei de măsurat. Pentru început se generează coordonatele 0,0 pentru
corelarea axei optice, cu echivalentul electric al poziției de origine mecanică a oglinzilor. În
21 continuare, oglinzile sunt astfel controlate pe axele X-Y încât laserul să proiecteze un
dreptunghi delimitat la colțuri printr-un punct luminos care delimitează câmpul optic al
camerei FLIR. Coordonatele acestor puncte se pot controla interactiv de la panoul de
23 comandă al programului în toate cele IV cadrane. Pentru a menține o vizibilitate bună a
dreptunghiului de calibrare, pentru început intensitatea luminoasă a laserului nu este modu-
25 lată iar viteza de eșantionare a semnalului la ieșirea interfeței de comandă este de 500 Hz.

Punctele de calibrare obținute pe suprafața probei și achiziționate cu ajutorul camerei
27 FLIR sunt prezentate în fig. 1. Fig. 3 prezintă suprafața probei investigate în spectrul vizibil.
Pentru calibrare s-a confecționat un eșantion opac din PVC care nu difuzează lumina. Pentru
29 imaginea obținută în IR, se poate observa deplasarea centrului optic datorită acumulării
erorilor de paralaxă. Reducerea erorilor de corelare între planul imaginii obținute de către
31 camera FLIR, respectiv planul generat prin scanarea laserului, se face aplicând modelul
matematic de corecție de paralaxă.

33 Procesarea numerică are următoarele performanțe: corectează erorile de paralaxă
apărute la nivelul întregului sistem optic și asigură conversia între sistemul de referință al
35 planului camerei FLIR și planul în care se găsește proba de lucru. Imediat după marcarea
cu câte o etichetă alocată coordonatelor pentru calibrare, laserul este poziționat la
37 coordonate aflate în afara FOV a camerei FLIR pentru a evita supraîncălzirea probei.

Punctele de interes de pe suprafața probei se marchează pentru a stabili traiectoria
39 pe care fasciculul laser va explora suprafața. Un exemplu de scanare dinamică a suprafeței
de interes este redat în fig. 4. Detaliile constructive ale suportului de probă și ale suportului
41 de oglinzi sunt prezentate în fig. 5.

Programul care gestionează camera FLIR permite salvarea punctelor marcate într-un
43 fișier de tip txt. Acest fișier este ulterior citit de către aplicația scrisă în LabView pentru a
introduce în mod automat corecțiile menționate mai sus. Performanța blocului de corecție
45 pentru un set de coordonate reale este prezentată în fig. 6. Se evidențiază corelația perfectă
în raport cu fig. 2 respectiv 3. Punctul marcat în roșu indică poziția centrului optic.
47 Deplasarea simetrică de pe axa Y se datorează inversiunii imaginii camerei FLIR.

Prelucrare de imagini

Interfețele dentare au fost analizate utilizând procedurile de aliniere și de prelucrare de imagini descrise mai sus. Camera de termoviziune utilizată este de tip FLIR 7200, având o matrice de 256 x 320 detectori cuantici de InSb sensibili în intervalul 1,5 μm - 5,1 μm, o sensibilitate în temperatura de 25 mK și distanță focală a obiectivului tip G1 de 30 mm. Frecvența de achiziție a camerei a fost de 100 Hz. Frecvența de excitație a radiației laser (laser Nd: Y/AG, P = 50 mW și λ = 532 nm) a fost f = 0,5 Hz. Radiația laser a fost focalizată în vecinătatea interfeței restaurate astfel încât aceasta să se găsească în zona de difuzie a căldurii, pentru a obține informații legate de eventualele discontinuități (microgapuri) localizate la interfață.

Rezultatele analizei de imagini sunt reprezentate în fig. 7 și 8.

Pe lângă discontinuitatea detectată la interfața material de umplutură-dentină pornind de la imaginea de amplitudine (fig. 7b), se observă în imaginea de fază prezența unor discontinuități foarte fine localizate la interfața material de umplutură-smalț (fig. 8d) Acest lucru semnifică faptul că imaginea de fază este mai sensibilă decât imaginea de amplitudine în detectarea microgapurilor.

Bibliografie

- [1] Meriwether L.A., Blen B.J., Benson J.H., Hatch R.H., Tantbirojn D., Versluis A., *Shrinkage stress compensation in composite-restored teeth: Relaxation or hygroscopic expansion*, Dental Materials, vol. 29, Issue: 5, pp. 573-579, (2013).
- [2] Tuncer D., Celik C., Cehreli S.B. et al.: *Comparison of microleakage of a multi-mode adhesive system with contemporan/adhesives in class II resin restorations*, Journal of Adhesion Science and Technology, vol. 28, pp. 1288-1297, (2014).
- [3] Zhang Y., Yu Q., Wang Y., *Non-thermal atmospheric plasmas in dental restoration: Improved resin adhesive penetration*, Journal of Dentistry, vol. 42, pp 1033-1042, (2014).
- [4] Kim R.J.Y., Choi N.S., Ferracane J., Lee I. B.: *Acoustic emission analysis of the effect of simulated pulpal pressure and cavity type on the tooth-composite interfacial debonding*, Dental Materials, vol. 30, pp. 876-883, (2014).
- [5] B.B. Lahiri, S. Bagavathiappan, T. Jayakumar, John Philip, *Medical applications of infrared thermography: A review*, Infrared Physics & Technology, 55, pp. 221-235, (2012).
- [6] Sertac Aksakalli, Abdullah Demir, Murat Selek, Sakir Tasdemir: *Temperature increase during orthodontic bonding with different curing units using an infrared camera*, Acta Odontologica Scandinavica (doi: 10.3109/00016357.2013.794954), (2013).
- [7] Gomes M., Devito-Moraes A., Francei C., Moraes R., Pereira T., Froes-Salgado N., Yamazaki L., Silva L., Zezell D., *Temperature Increase at the Light Guide Tip of 15 Contemporary LED Units and Thermal Variation at the Pulpal Floor of Cavities: An Infrared Thermographic Analysis*. Dentistry, vol. 38, no.3, pp 324-33, (2013).
- [8] Gu, Ja-Uk; Choi, Nak-Sam; *NDE of the Internal hole defect of Dental composite restoration using infared lock-in thermography*, Journal of the Korean Society for Nondestructive Testing, vol. 33, pp 40-45, (2013).
- [9] Gu, Ja-Uk; Choi, Nak-Sam: *Evaluation of Delamination of Dental Composite Restoration using Infrared Lock-in Thermography*, Composite Research, vol. 25, pp. 236-240, (2012).
- [10] M. Streza & al.: *Lock-in thermography, penetrant inspection and scanning electron microscopy for quantitative evaluation of open micro-cracks at the tooth-restoration interface*, J. Phys. D: Appl. Phys, vol. 48, pp. 105401 (2015).

RO 132296 B1

- 1 [11] A. Mandelis & al.: *Novel dental depth profilometric imaging using simultaneous*
2 *frequency-domain infrared photothermal radiometry and laser luminescence*, Proceeding
3 of SPIE, vol. 3916, pp.130, (2000).
- 4 [12] A. Matvienko, R. Jeon, A. Mandelis, S. H. Abrams, B. T. Amaechi: *Photothermal*
5 *detection of Incipient Dental Caries: Experimental and Modeling*, Proc. of SPIE, vol. 6759
6 67590J-1, (2007).
- 7 [13] R. J. Jeon, A. Mandelis, V. Sanchez, and S. H. Abrams: *Non-intrusive, non-*
8 *contacting frequency-domain photothermal radiometry and luminescence depth profilometry*
9 *of natural carious and artificial sub-surface lesions in human teeth*, Journal of Biomedical
10 Optics, vol. 9, no. 4, pp. 804-819, (2004).
- 11 [14] A. Matvienko, A. Mandelis, R. J. Jeon, and S. H. Abrams: *Theoretical analysis*
12 *of coupled diffuse-photon-density and thermal-wave field depth profiles photothermally*
13 *generated in layered turbid dental structures*, Journal of Applied Physics, vol. 105, no. 10,
14 p. 102022, (2009).
- 15 [15] R. J. Jeon et al.: *In vitro detection and quantification of enamel and root caries*
16 *using infrared photothermal radiometry and modulated luminescence*, Journal of Biomedical
17 Optics, vol. 13, no. 3, p. 034025, (2008).
- 18 [16] R. J. Jeon, C. Han, A. Mandelis, V. Sanchez, and S. Abrams: *Diagnosis of Pit*
19 *& Fissure Caries using Frequency-Domain Infrared Photothermal Radiometry and*
20 *Modulated Laser Luminescence*, Caries Research, vol. 38, no. 6, pp. 497-513, (2004).
- 21 [17] N. Tabatabaei, A. Mandelis, M. Dehghany, K. H. Michaelian, and B. T. Amaechi,
22 "*On the sensitivity of Thermophotonic Lock-In Imaging and Polarized Raman*
23 *Spectroscopy to early dental caries diagnosis*", Journal of Biomedical Optics 17, p. 02502,
24 (2012).
- 25 [18] Harvey Rhody, Chester F. Carison, *Geometric Image Transformation*, Rochester
26 Institute of Technology, 2005.
- 27 [19] *National Instruments*, DAQ M Series, NI USB-621x User Manual, 2009.
- 28 [20] THORLABS, User guide for GVSx01 and GVSx02, Scanning Glavo Systems,
29 2015.

RO 132296 B1

Revendicare

	1
Metodă de analiză de imagini pentru identificarea microfisurilor care apar la interfața dintre un material de umplutură și țesutul dentar, bazată pe utilizarea termografiei de detecție sincronă, care analizează imaginile de amplitudine și imaginile de fază, caracterizată prin aceea că , acesta constă în:	3
- crearea unei măști pe o imagine de amplitudine $I_{A(x,y)}$ care ascunde o zonă iradiată cu laser, zona direct proporțională cu un factor de prag a);	5
- îmbunătățirea contrastului pe imaginea rezultată folosind un operator laplacian;	7
- stabilirea sensibilității de detecție folosind un prag b), determinarea unei imagini binare în care sunt marcați pixelii care corespund micro-fisurilor dar și defectelor de suprafață;	9
- stabilirea pe baza unui număr minim de pixeli adiacenți reprezentat de un prag c) a micro-fisurilor pe imaginea de amplitudine;	11
- aplicarea unei proceduri de normalizare și a unei transformări liniare pe baza funcției tangentă hiperbolică pe o imagine de fază $I_{F(x,y)}$ urmată de o difuzie anisotropă pentru accentuarea micro-fisurilor;	13
- localizarea micro-fisurilor împreună cu defectele de suprafață pe imaginea de fază prin determinarea trecerilor prin zero ale transformatei Laplace aplicate pe imaginea de fază;	15
- determinarea micro-fisurilor eliminând zonele corespunzătoare defectelor de suprafață folosind operația de erodare morfologică cu un element structural de dimensiunea maximă a defectelor de suprafață.	17
	19
	21

(51) Int.Cl.

A61B 5/09 (2006.01);

A61C 19/04 (2006.01);

G01N 25/72 (2006.01);

G06T 7/10 (2017.01)

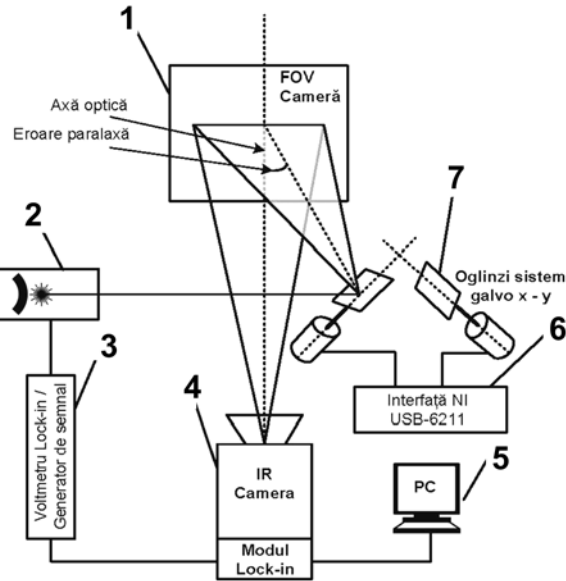


Fig. 1

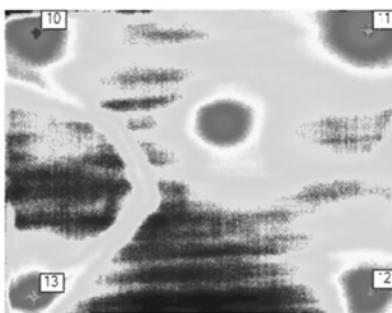


Fig. 2

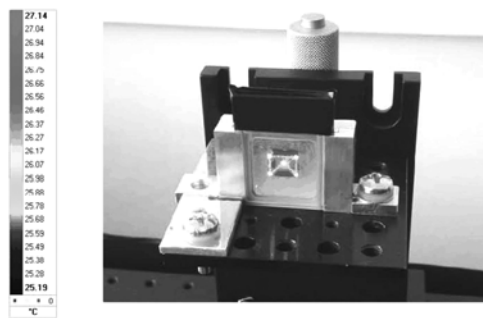


Fig. 3

(51) Int.Cl.

A61B 5/09 (2006.01);
A61C 19/04 (2006.01);
G01N 25/72 (2006.01);
G06T 7/10 (2017.01)

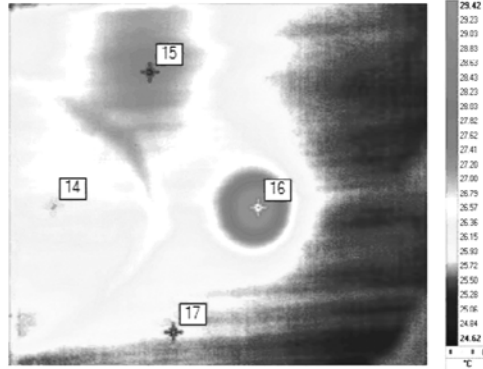


Fig. 4

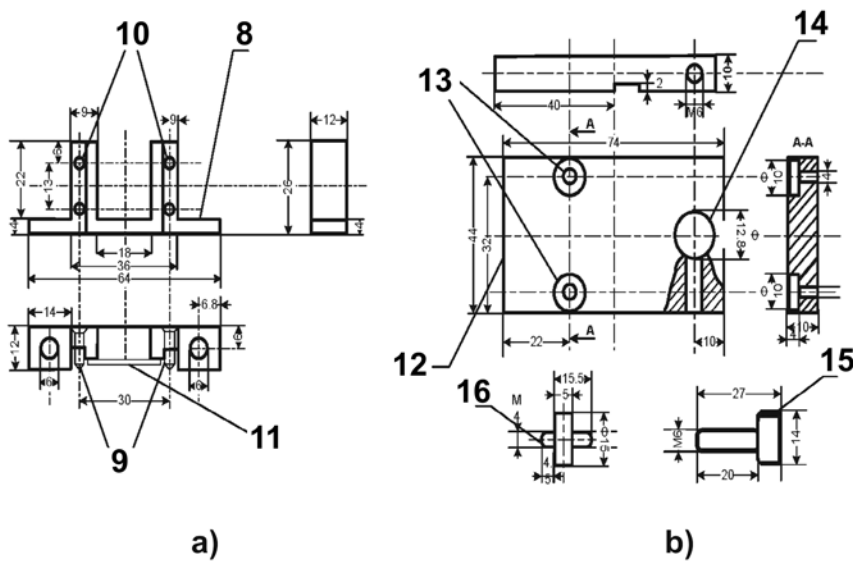


Fig. 5

(51) Int.Cl.

A61B 5/09 (2006.01);

A61C 19/04 (2006.01);

G01N 25/72 (2006.01);

G06T 7/10 (2017.01)

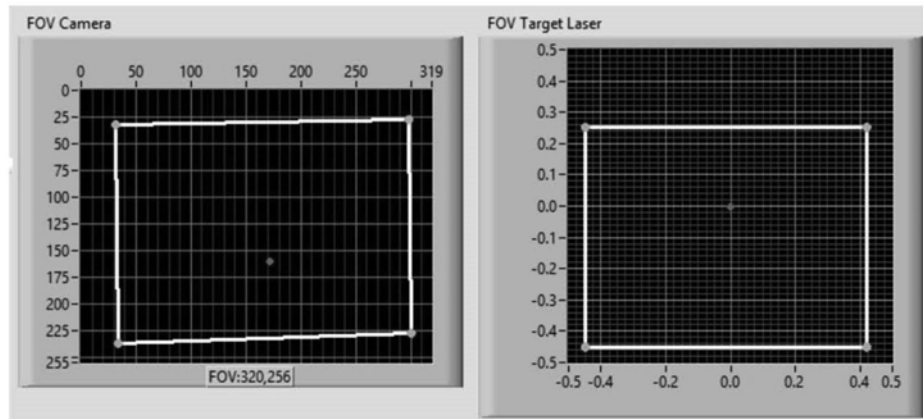


Fig. 6

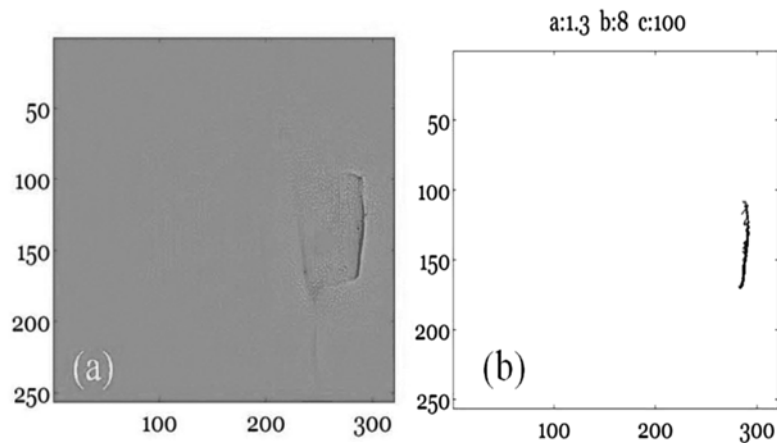


Fig. 7

(51) Int.Cl.

A61B 5/09 (2006.01);
A61C 19/04 (2006.01);
G01N 25/72 (2006.01);
G06T 7/10 (2017.01)

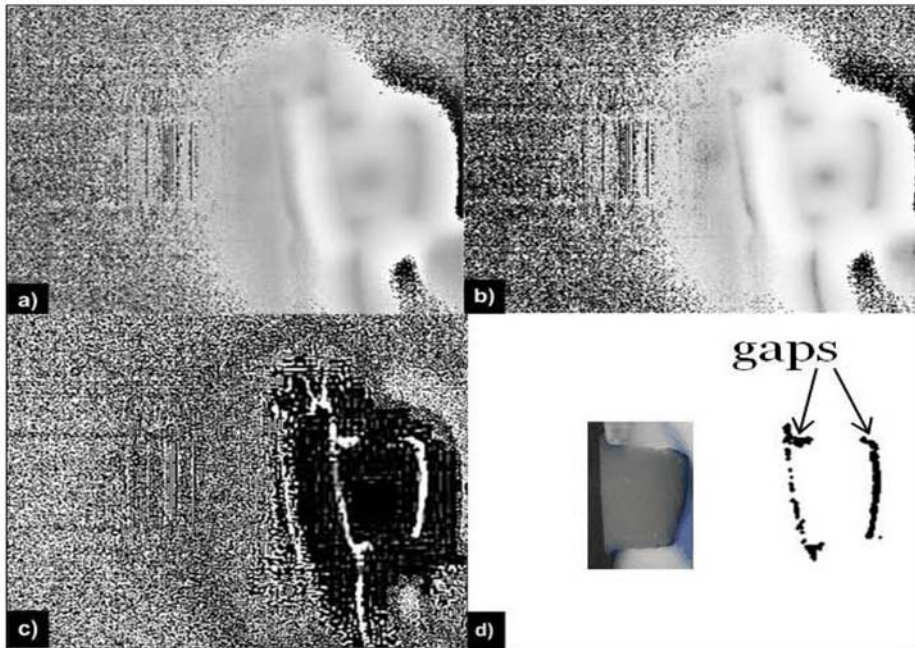


Fig. 8

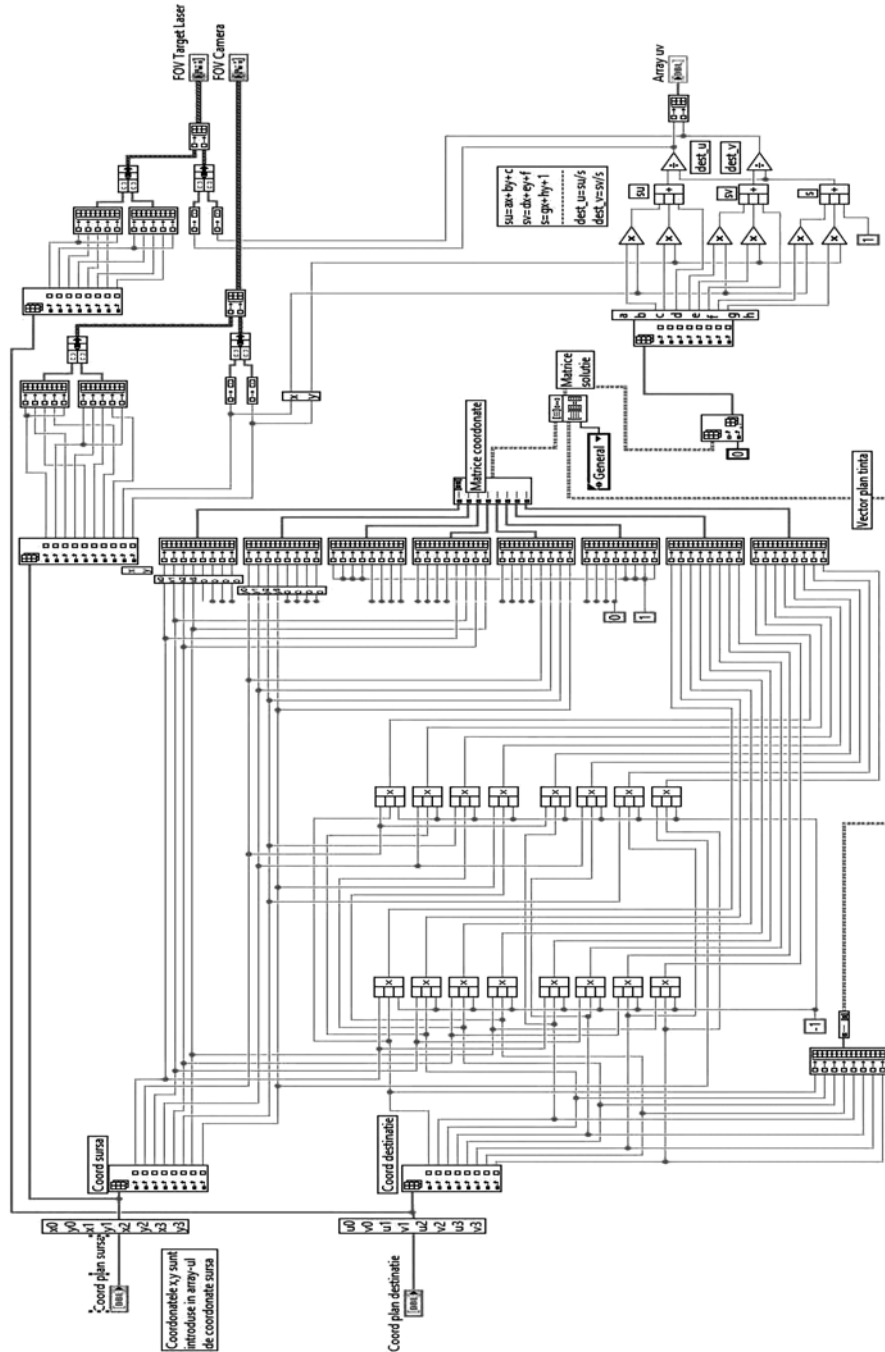
(51) Int.Cl.

A61B 5/09 (2006.01),

A61C 19/04 (2006.01),

G01N 25/72 (2006.01),

G06T 7/10 (2017.01)



Anexa 1



Editare și tehnoredactare computerizată - OSIM
 Tipărit la Oficiul de Stat pentru Invenții și Mărci
 sub comanda nr. 179/2023