

(12) CERERE DE BREVET DE INVENȚIE

(21) Nr. cerere: a 2017 00298

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

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

(71) Solicitant:
• 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. VĂNĂTORULUI
NR. 23, AP. 6, CLUJ-NAPOCA, CJ, RO;
• BELEAN BOGDAN, STR. PASTEUR 59,
AP. 16, CLUJ-NAPOCA, CJ, RO

(54) METODĂ ȘI DISPOZITIV PENTRU STUDIUL ADEZIUNII
LA SMALȚ ȘI DENTINĂ A MATERIALELOR
DE RESTAURARE DENTARĂ

(57) Rezumat:

Invenția se referă la o metodă și la un dispozitiv pentru studiul adeziunii la smalț și dentină a materialelor de restaurare dentară. Dispozitivul conform invenției cuprinde: o sursă laser (2) de excitație, ce emite un fascicul laser care este dirijat foarte precis pe proba de investigat, cu ajutorul unui sistem de oglinzi (7) controlate electric, un voltmetru selectiv (3), care generează un semnal de referință pentru laserul modulat în intensitate, o cameră (4) în infraroșu, care înregistrează semnalul termic generat de probă, și are încorporat un modul de detecție sincronă, pentru recepționarea atât a semnalului termic, cât și a semnalului de referință transmis de voltmetrul selectiv (3), care prelucrează semnalele primite, generând niște imagini de amplitudine și fază corespunzătoare frecvenței de excitație, imagini care sunt apoi afișate pe un calculator (5), de unde pot fi exportate pentru prelucrări ulterioare. Metoda conform invenției constă din utilizarea termografiei de detecție sincronă în infraroșu, cuplată cu algoritmi de procesare de imagini, pentru recunoașterea conturilor care accentuează informația utilă din zona cu defect, și elimină zgomotele, obținându-se în final o imagine binară, adică o matrice de pixeli cu valori de 0 sau 1, care furnizează semnătura particulară a defectului de suprafață.

Revendicări: 7
Figuri: 9

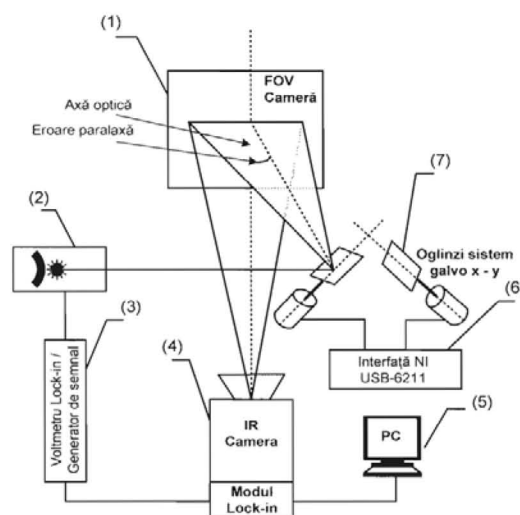
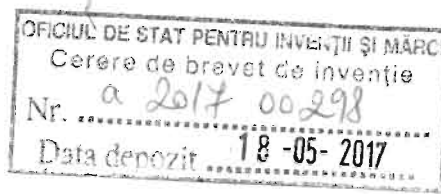


Fig. 1





DESCRIERE:

METODĂ ȘI DISPOZITIV PENTRU STUDIUL ADEZIUNII LA SMALT ȘI DENTINĂ A MATERIALELOR DE RESTAURARE DENTARĂ

a) Precizarea domeniului tehnic în care poate fi folosită invenția.

Invenția se referă la o *linie experimentală automatizată de termografie activă și metoda de analiză a datelor* pentru investigarea adeziunii la smalt și dentină a materialelor de restaurare dentară.

Conceptul este unul întâlnit ca principiu în foarte multe alte domenii, ceea ce probabil 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 adeziunii este acela de a uni un substrat solid (țesuturile dentare dure/moi – smalt, dentină, cement) cu un alt substrat, reprezentat de materialul sau materialele de restaurare. De cele mai multe ori la interfața dinte/restaurare există un spațiu accesibil infiltrațiilor marginale care în timp favorizează apariția cariilor secundare.

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 practică. Din acest motiv cercetarile în domeniul adeziunii la structurile dentare care utilizează tehnici neinvazive sunt un subiect departe de a fi finalizat.

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

b) Indicarea stadiului anterior al tehnicii și indicarea documentelor care stau la baza acestuia.

Actualmente în stomatologia restauratoare există două tehnici curențe de investigare utilizate doar pentru evaluarea *adaptării marginale* a compozitelor la dinte: (1) metoda lichidelor penetrante (2) microscopia electronică de baleiaj (SEM) [1][2][3][4]. Termografia este o metodă folosită pe scară largă în medicina [5], dar prea puțin în stomatologie, în ciuda caracterului său non-invaziv. În stomatologie termografia IR este folosită îndeosebi pentru monitorizarea temperaturii de polimerizare a compozitelor dentare în timpul procesului 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 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 excitație și diametrul zonei 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 imaginilor de



amplitudine. Procedura a permis o diagnosticare a microfisurilor foarte fine (pana la $1\mu\text{m}$). [10].

Mandelis și colab. a rezolvat ecuația de difuzie termică ținând cont de fenomenul de împrăștiere multiplă al fotonilor în smalt și a analizat raspunsul fototermic al dintelui în urma 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 absorbție a unui foton în aceasta 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 smalțul intact [15][16]. Cercetarile au arătat că radiometria fototermică PTR poate detecta cu succes fisuri în dinte [15], și poate de asemenea monitoriza demineralizarea timpurie și remineralizarea smaltului [15][16][17].

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

c) Expunerea invenției în termeni care să permită înțelegerea problemei tehnice și a soluției așa cum este revendicată precum și avantajele invenției în raport cu stadiul actual al tehnicii.

Dispozitivul realizat și *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.

Interfețele de restaurare dentare pot prezenta defecte, cunoscute sub numele de *microleakages (microfisuri)* care nu sunt deloc simplu de diagnosticat. În această metodă, 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 emis de probă (un semnal complex având o amplitudine și o fază) poate fi măsurat cu un detector bidimensional în infraroșu (detector IR).

Elementele de dificultate ale problemei: Dintele are o structură multistrat (smalt, dentină, pulpă și cement), fiecare strat având propriile sale neomogenități și proprietăți 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 de energia fotonilor incidenți: lungimile de undă mari (energii mici ale fotonilor incidenți) sunt mai puțin împrăștiate în comparație cu lungimile de undă scurte (energii mai mari ale fotonilor incidenți), 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 țesut. *Un semnal fototermic este generat numai*



atunci când se eliberează energie termică în urma unui eveniment de absorbție al unui foton în țesutul analizat. Prin urmare, pentru a 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 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 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 limitei de siguranță dentară. De pildă, o densitate de putere laser de $2\text{W} / \text{cm}^2$ determină o creștere a temperaturii de aproximativ 5°C în interiorul camerei pulpare, ceea ce poate 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 tehnici de detecție sincronă de semnal.

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

Noutatea adusă de prezenta invenție constă în:

- (1) posibilitatea controlului foarte precis al poziției spotului laser pe suprafața investigată (cu precizie de ordinul a 1pixel) prin deflexia laserului pe un sistem de oglinzi controlate electric.
- 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.

d) Expunerea detaliată a invenției pentru care se solicită protecția.

Schema bloc a liniei experimentale de termografie de detecție sincronă în vederea analizei interfețelor dentare este reprezentată în figura 1.

Voltmetrul selectiv lock-in SR generează semnalul de referință pentru laserul modulat în intensitate (cu frecvența de excitare f_0). Prin deflexia pe sistemul de oglinzi



controlate electric, fasciculul laser este dirijat foarte precis în vecinătatea interfeței dentare analizate. Felia de dinte restaurată este fixată rigid pe un sistem de poziționare al 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.

Optimizarea eficientă a procedurii propusă 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 faza obținute în urma detecției sincrone conțin informații despre prezența unei fisuri sau a unei zone demineralizate (comparativ cu smaltul intact) care constau într-o perturbare a unei termice deasupra zonei cu defect. Această variație poate fi de doar câțiva mK, imposibil de detectat prin termografie pasivă (fluctuațiile termice $\approx 0.5K$). 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.

1. Automatizarea parametrilor experimentali pentru îmbunătățirea contrastului imaginilor termice

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 deflectat 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.

Modelul matematic: corecția de paralaxă

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 minim 4 puncte în planul A care au coordonatele cunoscute. Acestor puncte trebuie să le corespundă tot un număr de minim 4 puncte în



planul B. 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.

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 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).

Forma generalizată a transformatei proiectiei este dată de sistemul de ecuații (1):

$$\begin{bmatrix} x_0 & y_0 & 1 & 0 & 0 & 0 & -x_0u_0 & -y_0v_0 \\ 0 & 0 & 0 & x_0 & y_0 & 1 & -x_0v_0 & -y_0u_0 \\ x_1 & y_1 & 1 & 0 & 0 & 0 & -x_1u_1 & -y_1v_1 \\ 0 & 0 & 0 & x_1 & y_1 & 1 & -x_1v_1 & -y_1u_1 \\ \vdots & & & & & & \vdots & \vdots \\ x_{n-1} & y_{n-1} & 1 & 0 & 0 & 0 & -x_{n-1}u_{n-1} & -y_{n-1}v_{n-1} \\ 0 & 0 & 0 & x_{n-1} & y_{n-1} & 1 & -x_{n-1}v_{n-1} & -y_{n-1}u_{n-1} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} a \\ b \\ c \\ d \\ e \\ f \\ g \\ h \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} u_0 \\ v_0 \\ u_1 \\ v_1 \\ \vdots \\ u_{n-1} \\ v_{n-1} \end{bmatrix} \quad (1)$$

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

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

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

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

a : coeficient de scalare pe axa X având valoarea Y neschimbată

b: coeficient de scalare pe axa X proporțional cu distanța lui Y până la origine

c: coeficient de translație al originii pe axa X

d: coeficient de scalare pe axa Y proporțional cu distanța lui X până la origine

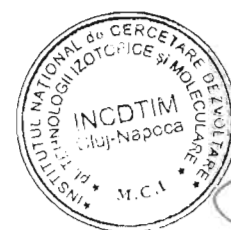
e: coeficient de scalare pe axa Y având valoarea X neschimbată

f: coeficient de translație al originii pe axa Y

g: coeficient de scalare proporțional pentru X și Y în funcție de X

h: coeficient de scalare proporțional pentru X și Y în funcție de Y

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 le corespund coordonatele electrice inițiale ale oglinzii, după care se rezolvă sistemul de



[Handwritten signature]

ecuații (1) și se determină noile coordonate electrice aparținând planului B care sunt corelate cu coordonatele geometrice din planul A prin relația (2)

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

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

2. Procesarea imaginilor termografice

Modelul matematic utilizat

2.1 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 excitație 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.

2.2 Analiza imaginilor de fază

Etapele de prelucrare folosind imaginea de fază, sunt următoarele: (i) etapa de pre-procesare, (ii) etapa de detectare a marginilor bazată pe 2D Laplacianul imaginii și (iii) 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 baza de ecuații cu derivate parțiale (PDE) pentru eliminarea zgomotului și accentuarea conturilor (fără a distruge informația legată de contur).

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 pixelilor imaginii rezultate sunt descrise de eq. (5).

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

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

Exemplu de realizare

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 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 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



[Handwritten signature]

comanda acestora în 4 cadrane, astfel că verificarea calibrării interfeței de comandă se rezumă la măsurarea tensiunii de 0V pe fiecare axă. Valorile $X=0V$ și $Y=0V$ corespund punctului de coordonate 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 continuare, oglinzile sunt astfel controlate pe axele X-Y încât laserul să proiecteze un dreptunghi delimitat la colturi printr-un punct luminos care delimitează câmpul optic al camerei FLIR. Coordonatele acestor puncte se pot controla interactiv de la panoul de 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 modulată 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 FLIR sunt prezentate în figura 1. Figura 3 prezintă suprafața probei investigate în spectrul vizibil. Pentru calibrare s-a confecționat un eșantion opac din PVC care nu difuzează lumina. Pentru 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 camera FLIR, respectiv planul generat prin scanarea laserului, se face aplicând modelul matematic de corecție de paralaxă.

Procesarea numerică are următoarele performanțe: corectează erorile de paralaxă apărute la nivelul întregului sistem optic și asigură conversia între sistemul de referință al 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 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 pe care fascicolul laser va explora suprafața. Un exemplu de scanare dinamică a suprafeței de interes este redat în Figura 4. Detaliile constructive ale suportului de probă și ale suportului de oglinzi sunt prezentate în figura 5.

Programul care gestionează camera FLIR permite salvarea punctelor marcate într-un 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 pentru un set de coordonate reale este prezentată în figura 6. Se evidențiază corelația perfectă în raport cu figurile 2 respectiv 3. Punctul marcat în roșu indică poziția centrului optic. 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 256x320 detectori cuantici de InSb sensibili în intervalul 1.5 μ m-5.1 μ m , o sensibilitate în temperatura de 25mK și distanță focală a obiectivului tip G1 de 30mm. Frecvența de achiziție a camerei a fost de 100 Hz. Frecvența de excitare a radiației laser (laser Nd:YAG , P=50mW și $\lambda=532$ nm) a fost f=0.5Hz. 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 Figurile 7 și 8.

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

Bibliografie

- [1] Meriwether, LA , Blen, BJ, Benson, JH , Hatch, RH , Tantbirojn, D , Versluis, A. Shrinkage stress compensation în composite-restored teeth: Relaxation or hygroscopic expansion, *Dental Materials*, vol. **29**, Issue: 5, pp. 573-579, (2013).
- [2] Tuncer D, Celik C, Cehreli SB et al. : Comparison of microleakage of a multi-mode adhesive system with contemporary adhesives în 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 în dental restoration: Improved resin adhesive penetration, *Journal of Dentistry* vol. **42**, pp 1033-1042, (2014).
- [4] Kim RJY , Choi NS , Ferracane J. , Lee I. B. : Acoustic emission analysis of the effect of simulated pulpal pressure and cavity type on the tooth-composite interfacial de-bonding, *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, Francci 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).



Handwritten signature

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



[Handwritten signature]

REVENDICARI

- 1) Dispozitiv experimental automatizat și procedeu de analiză de imagini** pentru identificarea microfisurilor care apar la interfața dintre un material de umplutură și țesutul dentar, caracterizat prin aceea că se bazează pe utilizarea termografiei de detecție sincronă pentru obținerea imaginilor de amplitudine și de fază a zonelor investigate care sunt supuse unui regim de excitare armonic, **cuplat cu procedura de analiză a imaginilor rezultate** în vederea obținerii zonelor cu defecte localizate la interfața dinte/restaurare și cu **optimizarea procesului de scanare a laserului pe suprafață**.
- 2) Dispozitiv experimental automatizat** pentru determinarea zonelor cu defecte localizate la interfața dinte/restaurare conform revendicării **1)**, **caracterizat prin aceea că** este alcătuit din camera termografică cu modul de detecție sincronă încorporat (model FLIR 7200), Sistem de oglinzi (dual axis) controlabile electric cu un motor galvo (THORLABS GVSM-002M), sursă de excitare Laser (Nd:YAG) având puterea $P=50\text{mW}$ și $\lambda=532\text{nm}$, interfata pentru poziționarea și controlul oglinzilor, National Instruments NI USB-6211, voltmetru selectiv lock-in SR, Sistemul de poziționare al probei și oglinzilor proiectat special pentru aplicația prezentată, Programul pentru comanda oglinzilor, elaborat pe platforma LabView 2015.
- 3) Procedeu comandă automatizată a oglinzilor** conform revendicărilor **1) și 2)**, **caracterizat prin aceea că** se realizează controlul precis al spotului laser pe suprafață (pixel cu pixel) prin implementarea modelului matematic de corecție de paralaxă.
- 4) Suportul de poziționare a feliei dentare restaurate** conform revendicărilor **1) și 2)** așezat în planul camerei termografice și care este format dintr-un corp fix **1** montat rigid pe suportul opto-mecanic prin intermediul a două șuruburi **2** și care conține un decupaj prevăzut cu caneluri **3** care servesc la atașarea corpului mobil **4**.
- 5) Suport oglinzi controlate electric** conform revendicărilor **1) și 2)** care este constituit dintr-o placă de aluminiu de grosime 10mm prevăzută cu 2 orificii cu șuruburi de fixare a oglinzilor (**5**) și un orificiu (**6**) cu șurub de blocare (**7**) care permite reglajul în plan vertical. Oglinzile sunt fixate pe tija verticală cu ajutorul adaptorului (**8**).
- 6) Procedeu de analiză a imaginilor de amplitudine** conform revendicării **1)** care se caracterizează prin aceea că se introduce un factor de prag (**a**) care maschează spotul laser, se aplică derivata spațială de ordinul 2 (*laplacian*) în scopul de a accentua contrastul în zonele cu defect, se binarizează imaginea rezultată prin introducerea unui al doilea factor de prag (**b**) și se filtrează zgomotul prin introducerea coeficientului de filtrare (**c**).
- 7) Procedeu de analiză a imaginilor de fază** conform revendicării **1)** care se caracterizează prin aceea că se rescalează imaginea, se aplică difuzia anizotropă, derivata spațială de ordonul 2 (*laplacian*) și se filtrează zgomotele folosind morfologia matematică.



Prezentarea pe scurt a desenelor explicative

Figura 1. Această figură prezintă schema bloc a dispozitivului experimental descris de prezenta invenție. Notațiile din această figură se referă la:

- 1- suport probă
- 2- sursa laser de excitare
- 3- generator de semnal (lock-in voltmeter)
- 4- camera în infrarosu cu modul de detecție sincronă încorporat
- 5- calculator pentru achiziționarea datelor
- 6- Interfață pentru poziționarea și controlul oglinzilor, National Instruments NI USB-6211
- 7- sistem de oglinzi controlate electric (THORLABS GVSM-002M)

Figura 2 - Imaginea termică a punctelor de calibrare

Figura 3 – Suprafața probei investigate în spectrul vizibil

Figura 4 - Scanarea dinamică a suprafeței

Figura 5a - Această figură prezintă detaliile constructive ale suportului de probă, în vedere frontală (din partea camerei de termoviziune) și vedere de sus. Notațiile din această figură se referă la:

- 1- suport de fixare
- 2- două șuruburi fixe
- 3- caneluri
- 4- corp mobil

Figura 5b – Aceasta figură prezintă detaliile constructive ale suportului de oglinzi (vedere frontală și de sus). Notațiile din figură se referă la:

- 5- placa de aluminiu cu grosime de 10mm
- 6- locaș fixare șuruburi
- 7- orificiu șurub de blocare
- 8- șurub blocare randalinat care permite reglajul în plan vertical
- 9- adaptor fixare oglinzi pe tija verticală

Figura 6 – Performanța blocului de corecție pentru un set de coordonate reale

Figura 7a - Derivata a doua spațială a imaginii de amplitudine

Figura 7b - Imaginea binară a defectului la interfață dentină/material de umplură

Figura 8a - Imaginea de faza

Figura 8b - Imaginea corectată după aplicarea funcției tangentă hiperbolică

Figura 8c – Derivata a doua spațială a imaginii de fază corectate

Figura 8d - imaginea binară, pornind de la imaginea de fază (inserată imaginea optică a unei felii restaurate de dinte).

Desene explicative

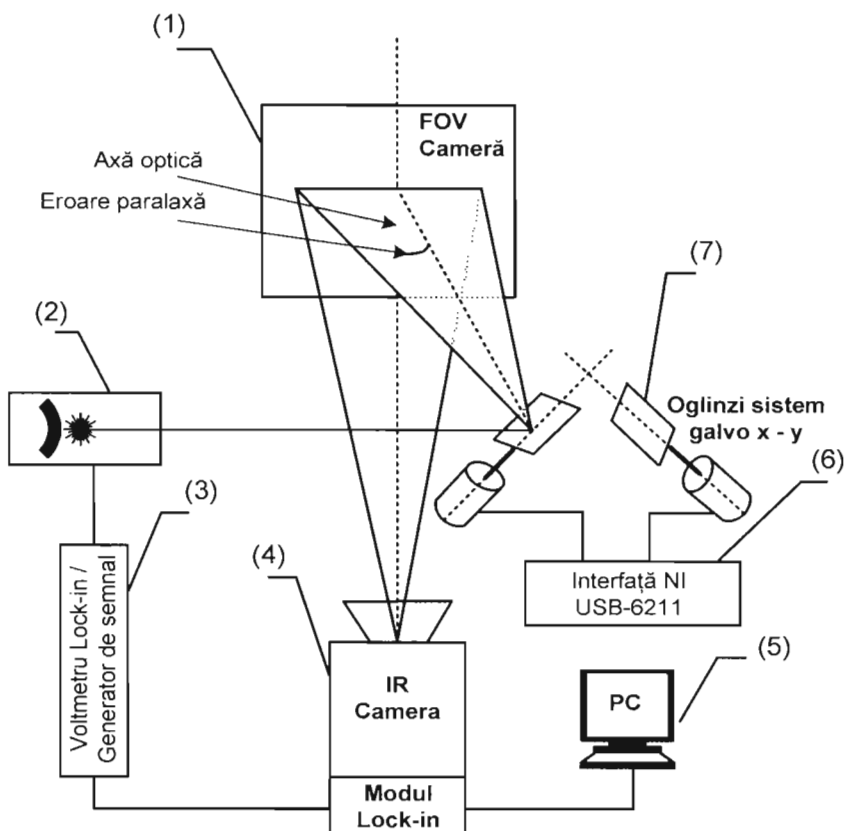


Figura 1

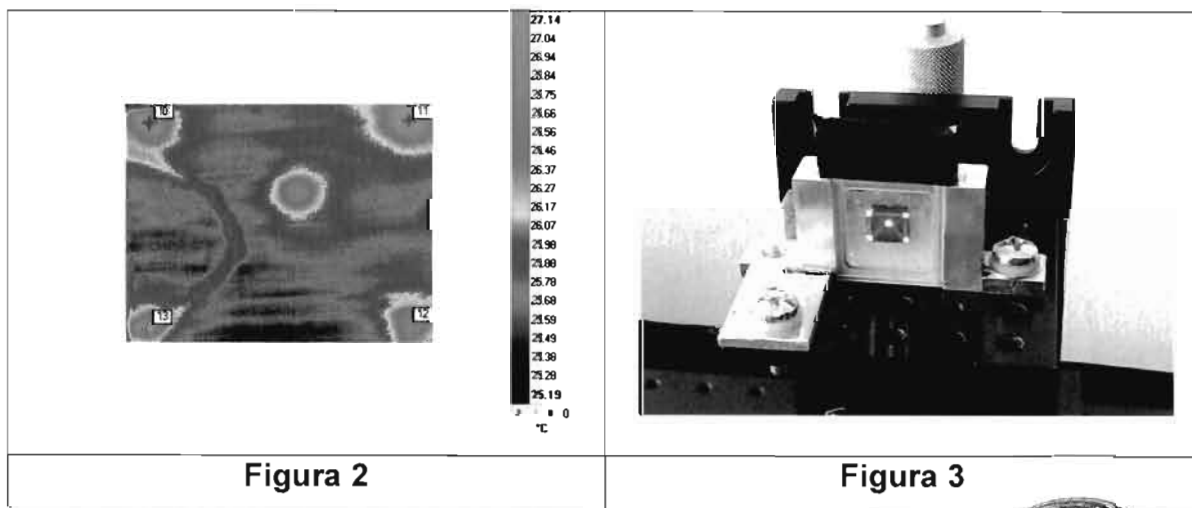


Figura 2

Figura 3



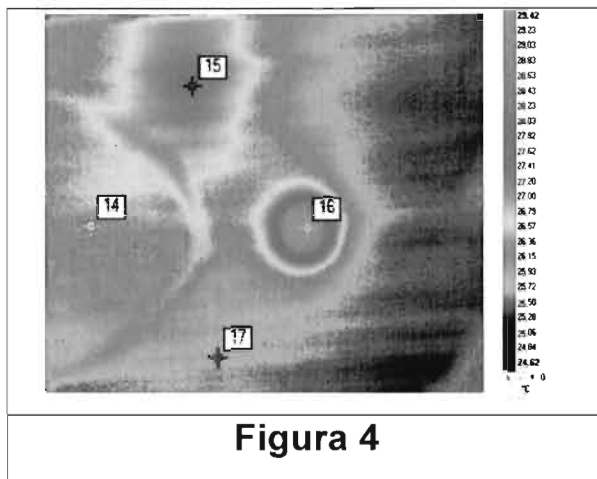


Figura 4

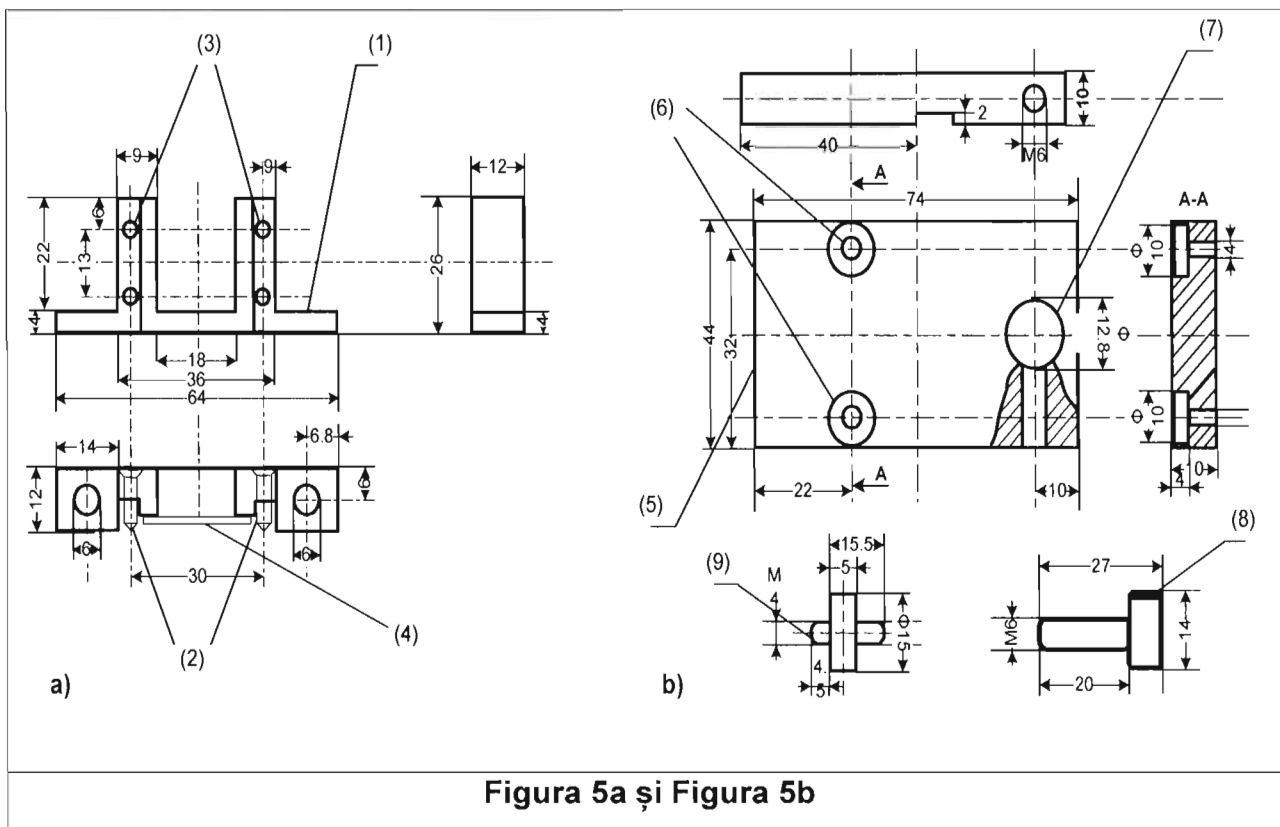


Figura 5a și Figura 5b



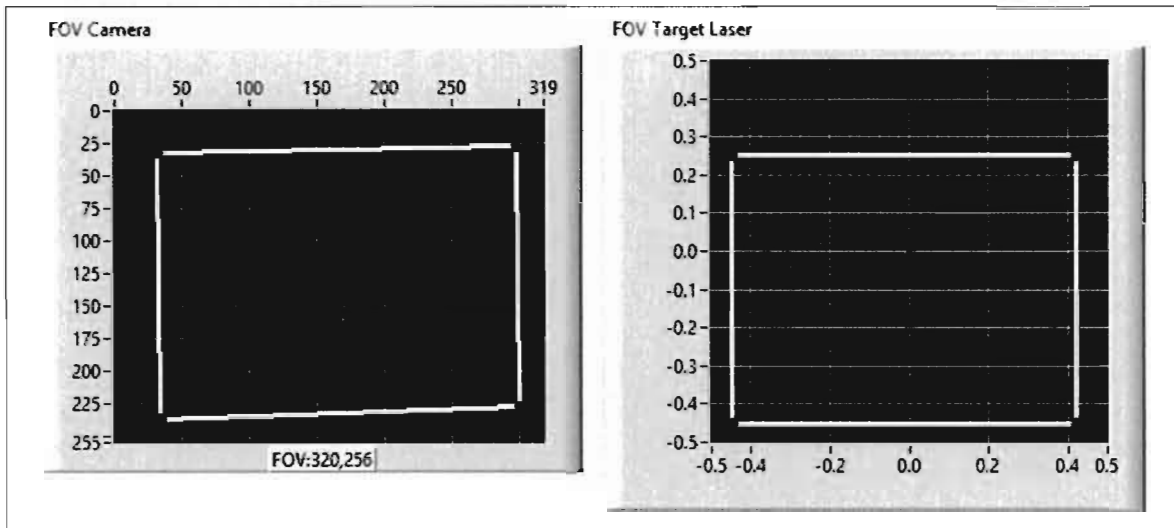


Figura 6

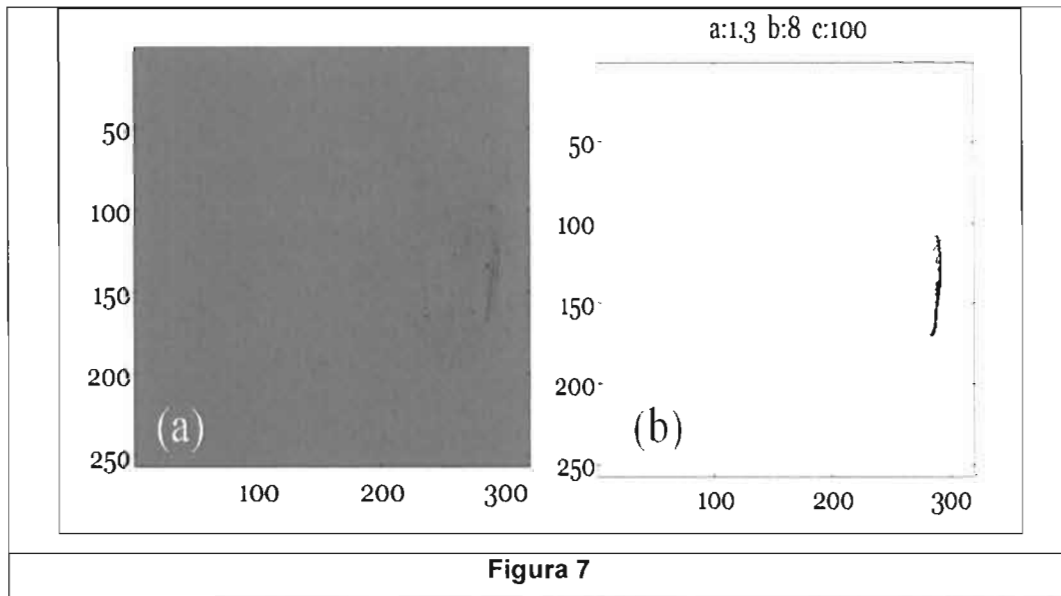


Figura 7



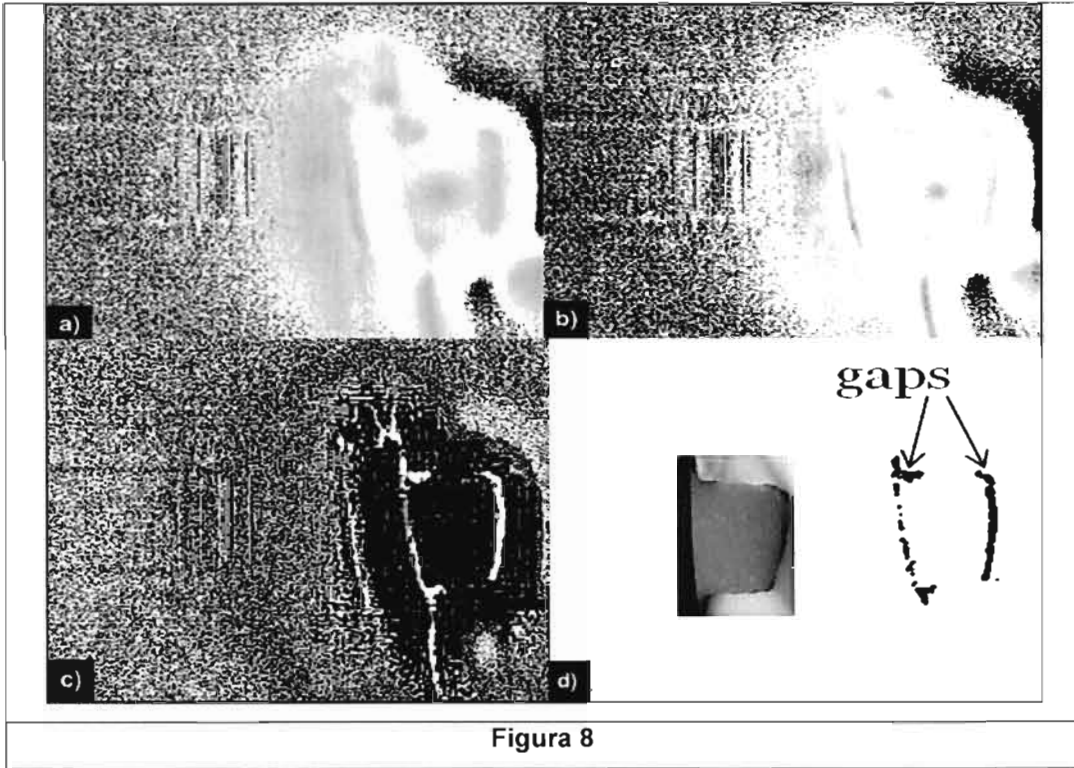


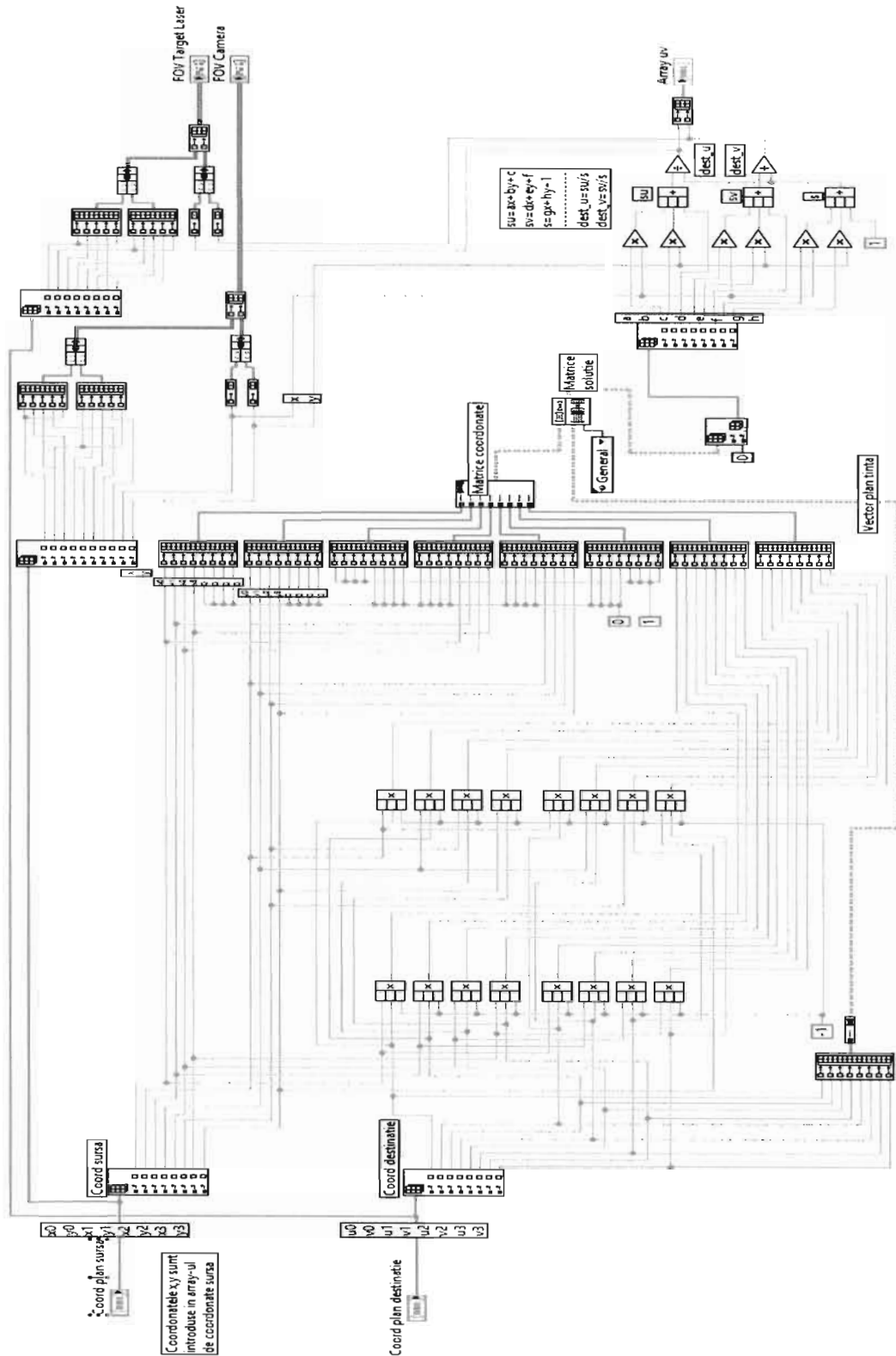
Figura 8



[Handwritten signature]

41

ANEXA I – Interfață software de control a oglinzilor



[Handwritten signature]