



(12)

## CERERE DE BREVET DE INVENTIE

(21) Nr. cerere: **a 2020 00826**

(22) Data de depozit: **14/12/2020**

(41) Data publicării cererii:  
**30/09/2021** BOPI nr. **9/2021**

• **CHIRĂ ROMEO IOAN,**  
STR.GRIGORE ALEXANDRESCU NR.17,  
CLUJ-NAPOCA, CJ, RO

(71) Solicitant:  
• **UNIVERSITATEA TEHNICĂ DIN  
CLUJ-NAPOCA, STR.MEMORANDUMULUI  
NR.28, CLUJ- NAPOCA, CJ, RO**

Această publicație include și modificările descrierii,  
revendicărilor și desenelor depuse conform art. 35  
alin. (20) din HG nr. 547/2008

(72) Inventatorii:  
• **RUSU-BOTH ROXANA,  
STR. AUGUSTIN PRESECAN, NR.8, BL.T1,  
AP.14, CLUJ- NAPOCA, CJ, RO;**

(54) **METODĂ PENTRU DETECȚIA ȘI EVALUAREA  
MODIFICĂRILOR PLEURALE ȘI PULMONARE  
SUPERFICIALE BAZATĂ PE ANALIZA COMPUTERIZATĂ  
A IMAGINIILOR ECOGRAFICE**

(57) Rezumat:

Invenția se referă la o metodă pentru detecția și evaluarea modificărilor pleurale și pulmonare superficiale, bazată pe analiza computerizată a imaginilor ecografice. Metoda conform inventiei cuprinde următoarele etape: eliminarea zgomotului prin redimensionarea imaginii ecografice inițiale la o dimensiune de 100x100 și înapoi la dimensiunile sale inițiale prin interpolare, identificarea și eliminarea regiunilor musculare și tisulare pentru a facilita identificarea liniei pleurale, utilizând o rețea neuronală antrenată pe un set de 1000 de imagini ecografice, reducerea paletei de culori la 7, cu scopul eliminării artefactelor, binarizarea imaginii pentru facilitarea identificării conturului pleural, identificarea liniei pleurale, realizată în trei etape consecutive, folosind un algoritm bazat pe pixeli "călători", prin care se identifică componenta principală (mijlocie) a liniei pleurale precum și componentele secundare ale liniei pleurale, situate în dreapta și în stânga componentei principale, și se identifică conturul liniei pleurale prin conectarea componentei principale cu componentele secundare, etapă urmată de evaluarea îngroșării pleurale prin determinarea grosimii maxime și a grosimii medii a liniei pleurale, evaluarea neregularității pleurale prin determinarea valorii medii a diferențelor dintre două grosimi consecutive ale pleurei, la pătrat, în urma evaluării conturului deja identificat al liniei pleurale, identificarea intreruperilor pleurale și determinarea procentului total de intreruperi din linia pleurală și identificarea nodulilor pleurali prezenti în linia pleurală prin

evaluarea procentului de pixeli de intensitate mare din interiorul unui cerc cu diametru egal cu grosimea maximă a liniei pleurale.

Revendicări inițiale: 1  
Revendicări amendate: 1  
Figuri: 8

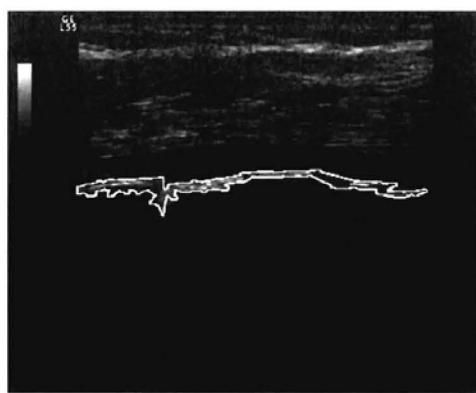


Fig. 7

Cu începere de la data publicării cererii de brevet, cererea asigură, în mod provizoriu, solicitantului, protecția conferită potrivit dispozițiilor art.32 din Legea nr.64/1991, cu excepția cazurilor în care cererea de brevet de inventie a fost respinsă, retrasă sau considerată ca fiind retrasă. Întinderea protecției conferite de cererea de brevet de inventie este determinată de revendicările conținute în cererea publicată în conformitate cu art.23 alin.(1) - (3).



## **METODĂ PENTRU DETECȚIA ȘI EVALUAREA MODIFICĂRILOR PLEURALE ȘI PULMONARE SUPERFICIALE BAZATĂ PE ANALIZA COMPUTERIZATĂ A IMAGINILOR ECOGRAFICE**

Invenția se referă la o metoda non-invazivă pentru detecția și evaluarea modificărilor pleurale și pulmonare superficiale pe baza procesării avansate a imaginilor ecografice. Analiza acestor caracteristici este deosebit de importantă, cu implicații în special în diagnosticarea și monitorizarea pacienților cu pneumopatii interstițiale (ILD).

Boala pulmonară interstițială (ILD) afectează aproximativ 50% dintre pacienții cu scleroză sistemică (SSc) și 20 până la 60% dintre pacienții cu boală mixtă a țesutului conjunctiv (MCTD) și miopatii inflamatorii (IM) și reprezintă a doua cauză principală de morbiditate și mortalitate acută. Fibroza pulmonară interstițială (FP) poate fi idiopatică în 15-20% din cazuri cu o supraviețuire de 3-5 ani sau asociată cu boli sistémice (sclerodermie, artrita reumatoidă (RA)). Are o prevalență de 300/100000. De asemenea, riscul de a dezvolta ILD în RA pe viață a fost estimat la 7,7%, cu o supraviețuire mediană după diagnostic de numai 2,6 ani. Insuficiența cardiacă acută (AHF) este principala cauză de ILD cu o mortalitate de 20-30% în decurs de 6 luni după externare la nivel mondial [1→ 6].

La ora actuală principalele instrumente pentru urmărirea funcțională și structurală a plămânilor la pacienții cu boală pulmonară interstițială (ILD) sunt testele funcției pulmonare (PFT) și tomografia computerizată de înaltă rezoluție (HRCT), cu costuri mai mari și radiații considerabile și care pot produce, de asemenea, complicații după injectarea mediului de contrast precum leziunile renale. Bolile interstițiale pulmonare (ILD) pot provoca morbiditate considerabilă dacă nu sunt tratate în mod adecvat și este recomandată o monitorizare atentă atât înainte, cât și după diagnosticarea ILD. Prin urmare, radiația ionizantă a HRCT este o problemă de îngrijorare în special pentru monitorizare, deoarece este o cauză recunoscută de cancer din acest motiv monitorizarea pacienților se realizează doar la un interval de 3-4 luni.

Scopul invenției este de a reduce costurile și riscurile pacientului printr-o metodă non-invazivă, repetabilă, disponibilă pe scară largă, fără radiații.

Studii realizate până la ora actuală în acest domeniu au demonstrat avantajele evaluării pacienților cu leziuni interstițiale pulmonare prin ultrasonografia transtoracică (US) [1→ 7], însă o metoda pentru detecția și evaluarea modificărilor pleurale și pulmonare superficiale nu a fost realizată încă. De asemenea, există studii care coreleză rezultatele obținute utilizând ultrasonografia transtoracică (TUS) și tomografia computerizată de înaltă rezoluție (HRCT) în evaluarea fibrozei pulmonare [1→ 6], dar nu analizează criterii de diagnosticare. Nu sunt  
ectorat  
ministrul  
științelor  
naturale  
și tehnologiei  
din cadrul  
Ministerului  
educației  
naționale  
și cercetării  
științifice  
ROMÂNIA  
2

cunoscute la ora actuală informații cu privire la existența unor metode de identificare a pleurei și de evaluare a modificărilor pleurale pe baza analizei imaginilor ecografice rezultate în urma realizării unei ultrasonografii transtoracice la pacienții cu pneumopatii interstitionale.

Problema tehnică pe care o rezolvă invenția de față constă în dezvoltarea unei metode pentru detecția și evaluarea modificărilor pleurale și pulmonare superficiale pe baza procesării avansate a imaginilor ecografice care permite diagnosticarea și evaluarea severității afectării pleuro-pulmonare la pacienții cu pneumopatii interstitionale în urma realizării unei ultrasonografii transtoracice. Această investigație reprezintă o alternativă accesibilă tomografiei computerizate (CT), cu costuri mai mici, fără expunere la radiații, fiind non invazivă pentru corpul uman. Invenția, metoda dezvoltată pe baza unor tehnici de procesare a imaginii ecografice, poate fi folosită pentru medici atât pentru a identifica cât și pentru a monitoriza pacienții cu pneumopatii interstitionale.

Soluția tehnică a invenției constă în dezvoltarea, implementarea și testarea unor criterii de diagnostic a modificărilor pleurale și pulmonare superficiale la pacienții cu pneumopatii interstitionale prin analiza computerizată a imaginilor ecografice transtoracice. Aceste criterii au fost dezvoltate pe baza experienței anterioare a echipei de cercetare în ecografia transtoracică și metode de analiză a imaginilor.

Astfel au fost dezvoltate principalele caracteristici ecografice ale afectării pleurale și pulmonare superficiale:

- îngroșarea pleurală
- conturul neregulat al suprafeței pleuro-pulmonare.
- intreruperile pleurale
- nodulii pleurali și pulmonari periferici.

Având în vedere necesitatea evaluării cantitative a acestor caracteristici medicale, s-a dezvoltat o metodă de detecție computerizată a pleurei și de analiză a modificărilor patologice pleurale și pulmonare superficiale pe baza criteriilor proprii, aceasta reprezentând principala contribuție a acestei invenții.

Metoda de detecție și de analiză a modificărilor patologice pleurale, conform invenției, se caracterizează prin urmatoarele faze: 1) Eliminarea zgomotului prin redimensionarea imaginii ecografice la 100x100 și înapoi la dimensiunea originală prin interpolare; 2) Identificarea și eliminarea regiunilor musculare și tisulare pentru a facilita identificarea liniei pleurale utilizând o rețea neuronală antrenată pe un set de 1000 imagini ecografice; 3) Reducerea paletelor de culori la 7 cu scopul eliminării artefactelor; 4) Binarizarea imaginii; 5) Identificarea componentei principale (mijlocie) a liniei pleurale; 6) Identificarea componentelor



secundare a liniei pleurale (în stânga și în dreapta componentei principale); 7) Identificarea conturului liniei pleurale prin conectarea componentei principale cu componentele secundare; 8) Evaluarea îngroșării pleurale prin determinarea automată a grosimii maxime și grosimii medii a liniei pleurale în mod automat prin analiza conturului liniei pleurale; 9) Evaluarea neregularității pleurale prin determinarea valorii medii a diferențelor dintre două grosimi consecutive ale pleurei la pătrat în urma evaluării conturului liniei pleurale deja identificat; 10) Identificarea intreruperilor pleurale și determinarea procentului total de intreruperi din linia pleurală; 11) Identificarea noduliilor pleurali prezenti în linia pleurală.

Metoda de detecție computerizată a pleurei și de analiza a modificărilor patologice pleurale și pulmonare superficiale conform invenție prezintă următoarele avantaje:

- Metoda neinvazivă, fără expunere la radiații, pentru corpul uman de detecție a pneumopatiilor interstițiale pe baza imaginilor ecografice rezultate în urma ultrasonografiei transtoracice - soluție unică – atât pe plan național cât și internațional. Evaluarea ecografică a pacienților cu pneumopatii interstițiale duce la reducerea expunerii la radiații ionizante a pacienților și mediului. Problema radioprotecției este importantă, deoarece doza cumulativă este de 7 mSv per tomografie computerizată (CT), egală cu 2 ani de expunere la lumină naturală, fiind recunoscută ca fiind o cauză a cancerului cu impact asupra sănătății pacientului.
- Reducerea costurilor prin utilizarea ultrasonografiei transtoracice în comparație cu soluțiile de diagnosticare actuale: tomografie computerizată (CT), atât în etapele de screening a pneumopatiilor interstițiale precum și în etapele de monitorizare a pacienților deja diagnosticați cu ILD.
- Accesibilitate largă datorită existenței aparatelor ecografice în majoritatea unităților de primire urgență sau în cabinetele medicilor cu diferite specializări. De asemenea datorită faptului că aparatelor ecografice sunt mobile sau chiar portabile oferă și posibilitatea evaluării inclusiv la patul bolnavului sau în locații greu accesibile. Tomografia computerizată de înaltă rezoluție (HRCT) și radiografia, metodele radiologice cele mai utilizate la ora actuală pentru diagnosticarea și monitorizarea bolilor pulmonare difuze sunt insuficient disponibile și prezintă, de asemenea, dezavantajul iradierii pentru urmărire.
- Reducerea efectelor secundare în etapa de monitorizare a pacienților diagnosticați cu pneumopatii interstițiale în comparație cu metodele actuale utilizate, tomografia computerizată (CT) care pot duce la complicații renale precum și la dezvoltarea unor alergii datorită agenților de contrast utilizat pentru tomografia computerizată.



- Îmbunătățirea procentajelor de predicție a insuficienței cardiace și creșterea speranței de viață a pacientului, evaluarea ultrasonografică fiind o metodă rapidă de evaluare posibilă inclusiv în unitatea de primire urgență în momentele de decompensare a pacienților cu insuficiență cardiacă.

În continuare se prezintă un exemplu de realizare a invenției în legătură cu figurile de la 1 la 8 care reprezintă:

Figura 1. Imaginea originală versus imaginea fără zgomot

Figura 2. Exemplu de identificare și eliminare a regiunilor musculare și tisulare

Figura 3. Exemplu de reducere a paletei de culori la 7 pentru eliminarea artefactelor

Figura 4. Imaginea binarizată

Figura 5. Identificarea componentei principale a liniei pleurale

Figura 6. Identificarea componentelor secundare a liniei pleurale

Figura 7. Conturul liniei pleurale identificată

Figura 8. Identificarea intreruperilor și identificarea nodulilor

Prima etapă a metodei de detecție și analiză a modificărilor patologice pleurale potrivit invenției este prezentată în legatura cu figura 1. Această etapă presupune reducerea zgomotului nedetectabil pentru ochiul uman prin redimensionarea imaginii ecografice inițiale la dimensiunea 100x100 și apoi înapoi la dimensiunile sale inițiale prin interpolare, util în următoarele etape ale metodei. Un exemplu de identificare și eliminare a regiunilor musculare și tisulare din imaginea originală, pentru a facilita identificarea liniei pleurale este prezentat în legătură cu figura 2. În această etapă s-a utilizat o rețea neuronală care a fost antrenată pe un set de 1000 imagini ecografice pe baza unei alte rețele neuronale pre antrenată pentru解决area problemelor de segmentare. Datorită faptului că imaginea încă conține artefakte, acestea trebuie eliminate cât de mult posibil. Pentru aceasta vom reduce numărul de culori din imagine la 7, ceea ce înseamnă că culorile care sunt aproape de negru vor deveni negre și cele care sunt aproape de alb vor deveni albe. După reducerea paletei de culori, figura 3, va fi binarizată pentru a fi utilizată în continuare pentru identificarea conturului pleural, figura 4. Identificarea liniei pleurale se realizează în 3 etape consecutive. Într-o primă etapă se identifică componenta principală (mijlocie) a liniei pleurale, figura 5. Pentru această se va începe pornind de la o linie de pixeli "călători" situați în partea de jos a regiunii de interes pe imaginea binarizată. Pixeli sunt eliberați în sus spre pleură. Fiecare pixel se va opri în momentul în care întâlnește un pixel de culoare albă. Pe baza locației fiecărui pixel călător calculăm o polilinie de ordinul trei. Apoi eliminăm pixelii "călători" care au o abatere mai mare de 10 de la polilinie.

Acest lucru se face pentru a se asigura că artefactele rămase nu sunt incluse în conturul final.



Din restul pixelilor "călători" calculă valorile minime/maxime pentru a identifica cea mai mică regiune de interes despre care știm sigur că va conține pleura. Apoi identificăm cel mai mare contur conectat, din nou calculăm o polilinie, dar de data aceasta de ordinul trei (va fi mai rigid, deoarece știm deja conturul aproximativ) pentru a elimina artefactele care sunt foarte aproape de pleură. Rezultatul final care conține componenta principală a pleurei este prezentat în legătura cu figura 5. Pentru imaginile care au o linie pleurală netedă următoarele etape nu sunt necesare, însă pentru liniile pleurale cu modificări patologice considerabile avem nevoie de ele pentru a obține întregul contur pleural. Pentru a identifica componentele secundare ale liniei pleurale (din partea stângă și dreaptă) reducem regiunea de interes zona în care a fost identificată componenta principală. Astfel obținem regiunile de interes situate la stânga, respectiv dreapta componentei principale. Trunchierea se face pe imaginea originală, iar recartografierea paletelor de culori și a binarizării se face din nou, deoarece regiunile de interes secundare pot avea nuanțe de culoare diferite de componenta principală. După ce regiunea este trunchiată și procesată, se reia metoda pentru determinarea componentei principale pe noua regiune de interes, ceea ce înseamnă că partea stângă este trunchiată din nou și din nou până când nu se găsesc alte contururi. Aceeași pasi se repetă și în partea dreaptă a componentei principale. Componentele secundare determinate sunt prezentate în legătură cu figura 6. Din toate componentele secundare identificate le păstrăm doar pe cele cu o abatere de maxim 50 de la polilinia originală (pentru componenta principală). Componentele sunt îmbinate recursiv pornind de la componenta principală la stânga până când nu mai există componente de îmbinat și apoi la dreapta. În cazul în care 2 componente se suprapun se păstrează la fel. Pentru celelalte găsim punctele de conectare (2 pentru fiecare bucată a conturului) și folosim funcție convexă pentru a defini liniile de conexiune. După ce toate componentele sunt îmbinate, obținem o singură componentă continuă care va reprezenta conturul pleural, figura 7. Următoarele faze a metodei de detecție și analiză a modificărilor patologice pleurale potrivit invenției se bazează pe analiza cantitativă a conturului pleural deja determinat în faza precedentă. Evaluarea îngroșării pleurale se realizează prin determinarea grosimii maxime și grosimii medii a liniei pleurale în mod automat prin analiza conturului liniei pleurale. Evaluarea neregularității pleurale prin determinarea valorii medii a diferențelor dintre două grosimi consecutive ale pleurei la pătrat se determină tot prin analiza cantitativă a conturului liniei pleurale. Pentru identificarea intreruperilor pleurale, determinarea procentului total de intreruperi din linia pleurală și a nodulilor pleurali se utilizează conturul complet al pleurei deja determinat, se determină linia mediană și ulterior se parcurgere linia mediană dinspre stânga spre dreapta cu un cerc de diametru egal cu grosimea maximă a liniei pleurale în care se realizează o binarizare

cu prag adaptivă. Pentru identificarea nodulilor pleurali se evaluează procentul de pixeli de intensitate mare din interiorul cerului cu diametrul egal grosimea maximă a liniei pleurale. În legătură cu figura 8 se prezintă un exemplu de identificare și afișare a intreruperilor liniei pleurale.

#### Referinte

1. Selman M, Buendía-Roldán I, Pardo A. Aging and pulmonary fibrosis. Rev Invest Clin. 2016;68(2):75–83.
2. Cogliati C, Antivalle M, Torzillo D, Birocchi S, Norsa A, Bianco R, Costantino G, Ditto MC, Battellino M, Puttini PCS, et al. Standard and pocket-size lung ultrasound devices can detect interstitial lung disease in rheumatoid arthritis patients. Rheumatol. 2014;53(8):1497–503.
3. Bataille B, Rao G, Cocquet P, et al. Accuracy of ultrasound B-lines score and E/Ea ratio to estimate extravascular lung water and its variations in patients with acute respiratory distress syndrome. J Clin Monit Comput 2015;29:169-76
4. Iago Pinal-Fernandez 1, Esther Pallisa-Nuñez 2, Albert Selva-O'Callaghan 3, Eva Castella-Fierro 2, Carmen Pilar Simeon-Aznar 3, Vicent Fonollosa-Pla 3, Miquel Vilardell-Tarres 3. Pleural irregularity, a new ultrasound sign for the study of interstitial lung disease in systemic sclerosis and antisynthetase syndrome. Clin Exp Rheumatol, Jul-Aug 2015;33(4 Suppl 91):S136-41. Epub 2015 Aug 27.
5. S Sartori, P. Tombesi, “Emerging roles for transthoracic ultrasonography in pulmonary diseases”, World J Radiol. 2010;2(6):203–14. DOI: 10.4329/wjr.v2.i6.203
6. Diana Manolescu, Lavinia Davidescu, Daniel Traila, Cristian Oancea, and Voicu Tudorache. The reliability of lung ultrasound in assessment of idiopathic pulmonary fibrosis. Clin Interv Aging. 2018; 13: 437–449.
7. Andreas Christe, MD, Alan A. Peters, MD, Dionysios Drakopoulos, MD, Johannes T. Heverhagen, PhD, Thomas Geiser, MD, Thomai Stathopoulou, PhD, Stergios Christodoulidis, PhD, Marios Anthimopoulos, PhD, Stavroula G. Mougiakakou, PhD, and Lukas Ebner, MD. Computer-Aided Diagnosis of Pulmonary Fibrosis Using Deep Learning and CT Images. Investigative Radiology • Volume 54, Number 10, October 2019



**METODĂ PENTRU DETECȚIA ȘI EVALUAREA MODIFICĂRILOR PLEURALE  
ȘI PULMONARE SUPERFICIALE BAZATĂ PE ANALIZA COMPUTERIZATĂ A  
IMAGINILOR ECOGRAFICE**

**REVENDICARE**

Metodă neinvazivă pentru corpul uman, fără expunere la radiații, cu costuri reduse pentru detecția și diagnosticarea pneumopatiilor interstițiale caracterizat prin aceea că se bazează pe analiza imaginilor ecografice rezultate în urma ultrasonografiei transtoracice, determinarea și transpunerea caracteristicilor ecografice ale afectării pleurale și pulmonare superficiale într-o listă de indici de analiză, dezvoltarea algoritmilor necesari pentru evaluarea cantitativă a indicilor de analiză a zonei de interes, care poate duce la 1) reducerea costurilor prin utilizarea ultrasonografiei transtoracice atât în etapele de screening a pneumopatiilor interstițiale precum și în etapele de monitorizare a pacienților deja diagnosticați cu ILD; 2) reducerea efectelor secundare în etapa de monitorizare a pacienților și 3) îmbunătățirea procentajelor de predicție a insuficienței cardiace și creșterea speranței de viață a pacientului, evaluarea ultrasonografică fiind o metodă rapidă de evaluare posibilă inclusiv în unitatea de primire urgență în momentele de decompensare a pacienților cu insuficiență cardiacă.



METODĂ PENTRU DETECȚIA ȘI EVALUAREA MODIFICĂRILOR PLEURALE  
ȘI PULMONARE SUPERFICIALE BAZATĂ PE ANALIZA COMPUTERIZATĂ A  
IMAGINILOR ECOGRAFICE

FIGURI

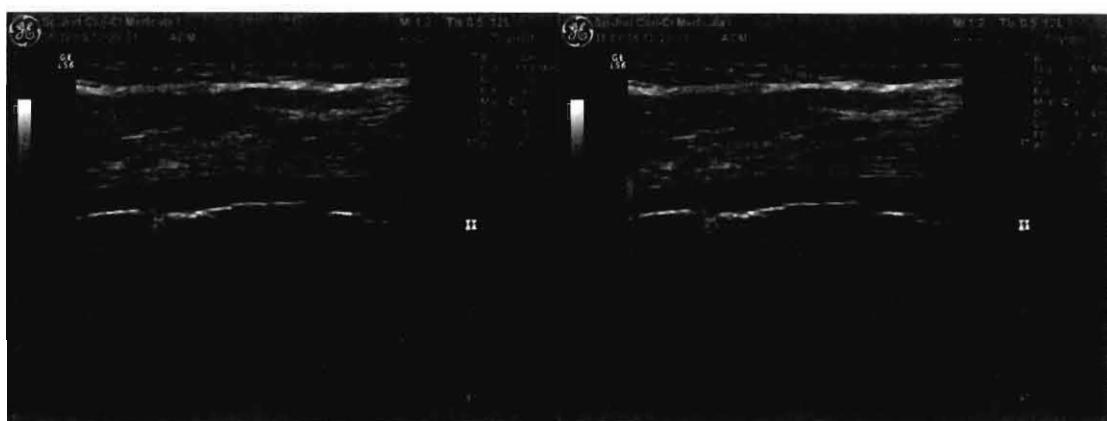


Figura 1. Imaginea originală versus imaginea fără zgomot

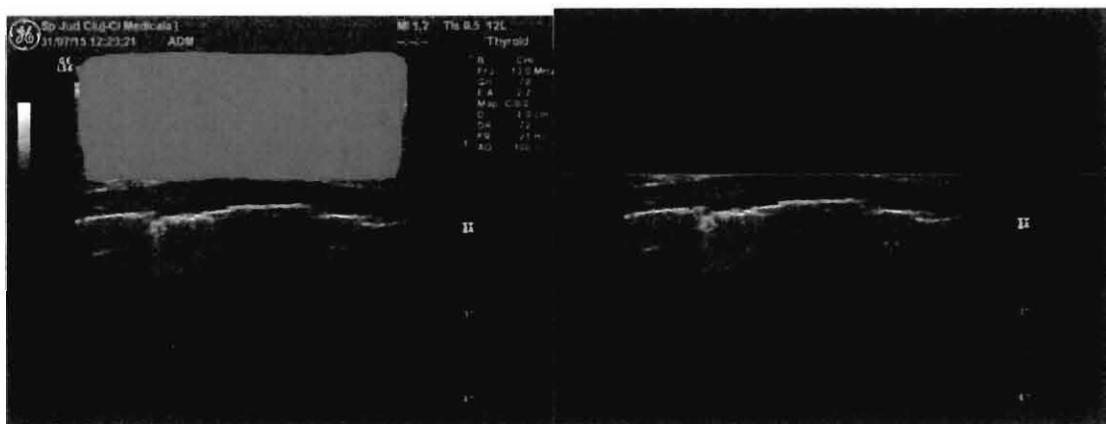


Figura 2. Exemplu de indentificare și eliminare a regiunilor musculară și tisulară



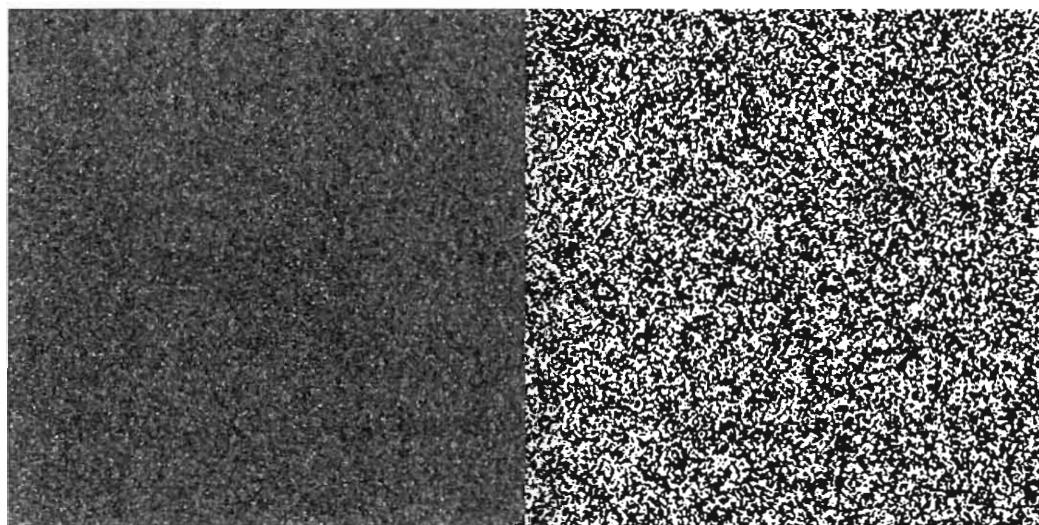


Figura 3. Exemplu de reducere a paletelor de culori la 7 pentru eliminarea artefactelor





Figura 4. Imaginea binarizată



Alinigat

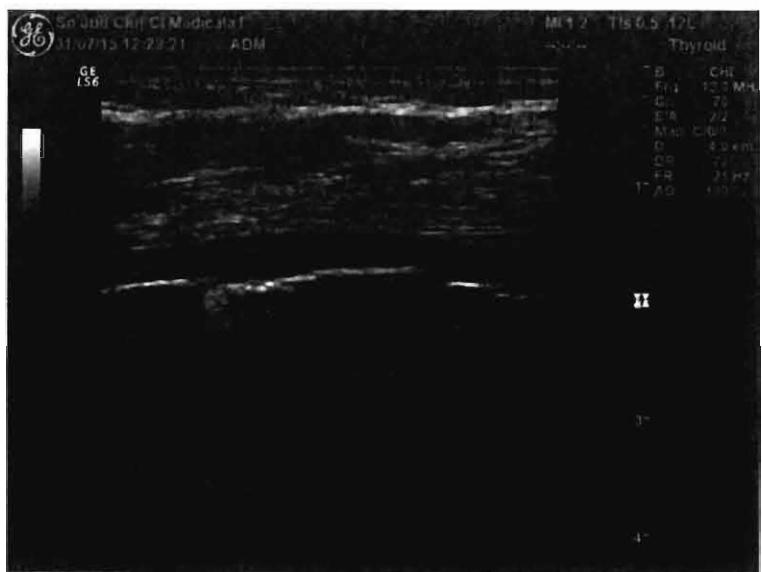


Figura 5. Identificarea componentei principale a liniei pleurale (din mijloc)



Anișor F.

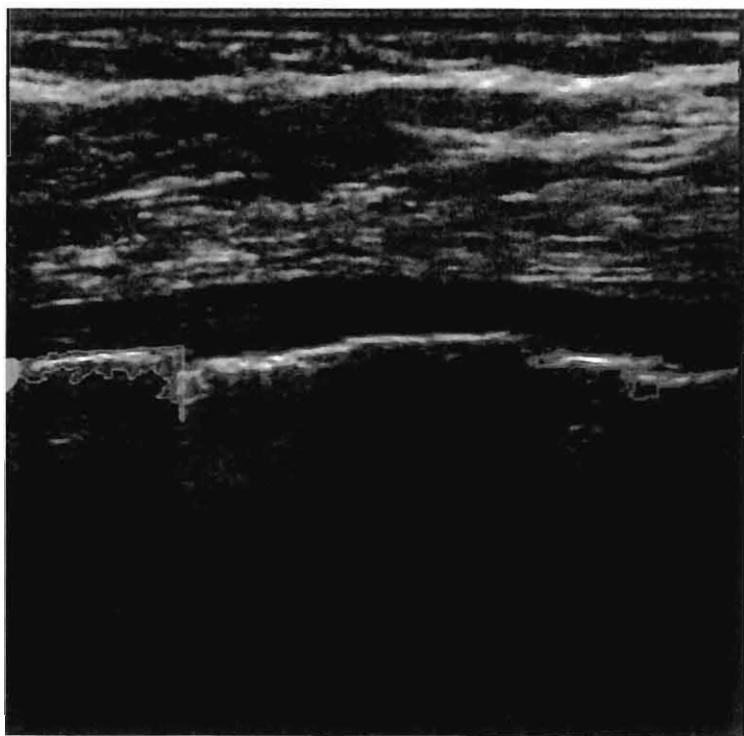


Figura 6. Identificarea componentelor secundare a liniei pleurale (în stanga și dreapta componentei principale)

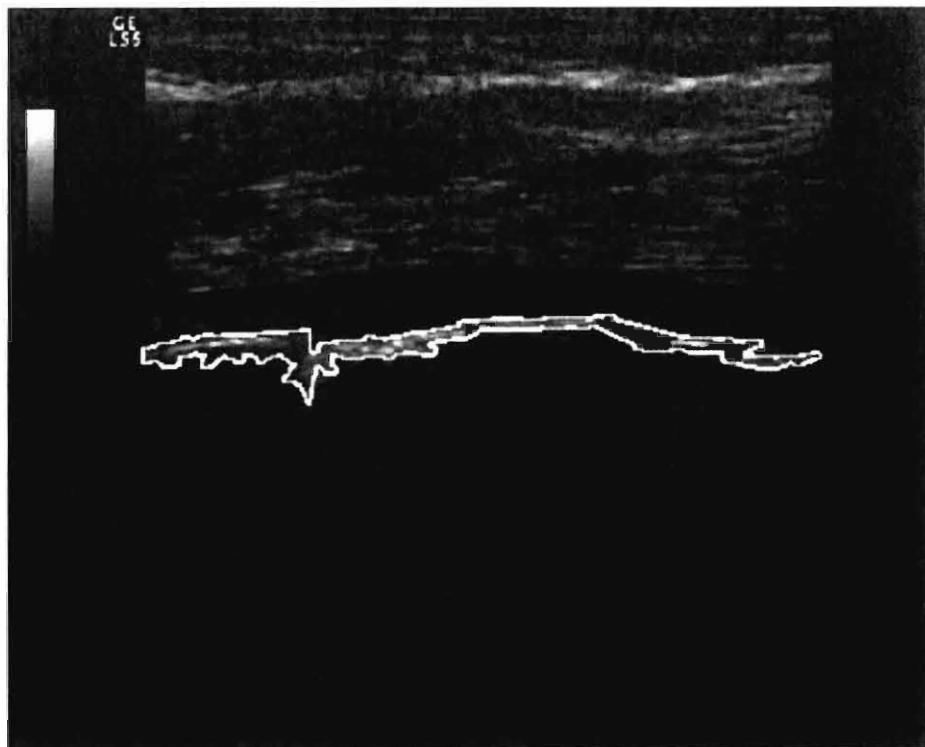


Figura 7. Conturul liniei pleurale identificată



Deinef

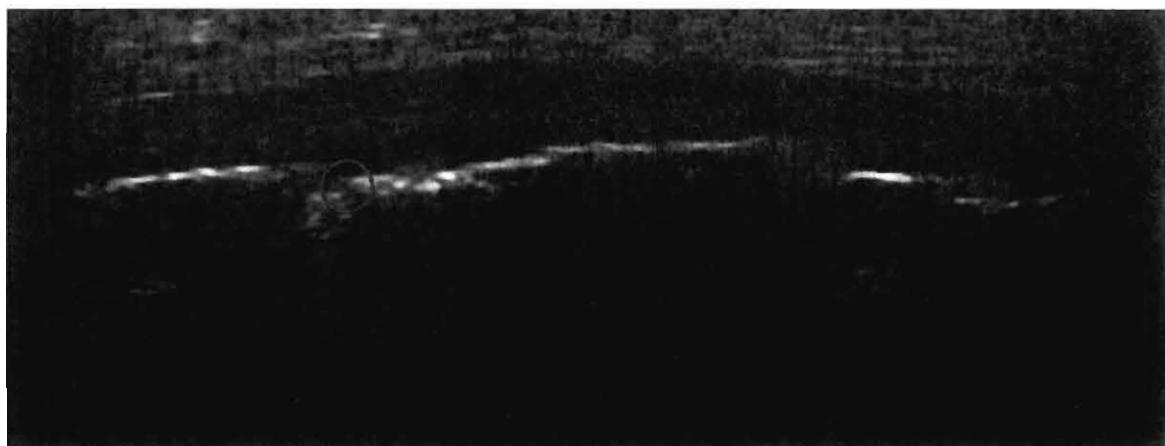


Figura 8. Identificarea îintreruperilor și identificarea nodulilor

**METODĂ PENTRU DETECȚIA ȘI EVALUAREA MODIFICĂRILOR PLEURALE  
ȘI PULMONARE SUPERFICIALE BAZATĂ PE ANALIZA COMPUTERIZATĂ A  
IMAGINILOR ECOGRAFICE****Revendicări**

Metodă neinvazivă pentru corpul uman, fără expunere la radiații, cu costuri reduse pentru detecția și diagnosticarea pneumopatiilor interstițiale, bazată pe analiza imaginilor ecografice rezultate în urma ultrasonografiei transtoracice, determinarea și transpunerea caracteristicilor ecografice ale afectării pleurale și pulmonare superficiale într-o listă de indici de analiză, dezvoltarea algoritmilor necesari pentru evaluarea cantitativă a indicilor de analiză a zonei de interes, **caracterizată prin aceea că** presupune următoarele etape:

- eliminarea zgomotului nedetectabil pentru ochiul uman prin redimensionarea imaginii ecografice inițiale la dimensiunea 100x100 și apoi înapoi la dimensiunile sale inițiale prin interpolare;
- identificarea și eliminarea regiunilor musculare și tisulare pentru a facilita identificarea liniei pleurale utilizând o rețea neuronală antrenată pe un set de 1000 imagini ecografice;
- reducerea paletelor de culori la 7 cu scopul eliminării artefactelor, ceea ce înseamnă că culorile care sunt aproape de negru vor deveni negre și cele care sunt aproape de alb vor deveni albe;
- binarizarea imaginii, pentru facilitarea identificării conturului pleural;
- identificarea componentei principale (mijlocie) a liniei pleurale pornind de la o linie de pixeli "călători" situați în partea de jos a regiunii de interes pe imaginea binarizată, pixeli care sunt eliberați în sus spre pleură și care se vor opri în momentul în care întâlnesc un pixel de culoare albă, locația fiecărui pixel călător fiind utilizată pentru a calcula o polilinie de ordinul trei, pixelii "călători" care au o abatere mai mare de 10 de la polilinie fiind eliberați pentru a se asigura că artefactele rămase nu sunt incluse în conturul final – iar restul pixelilor "călători" sunt utilizati pentru a calcula valorile minime/maxime pentru a identifica cea mai mică regiune de interes despre care știm sigur că va conține pleura și ulterior identificăm cel mai mare contur conectat și din nou calculăm o polilinie, pentru a elimina artefactele care sunt foarte aproape de pleură;
- identificarea componentelor secundare a liniei pleurale (în stânga și în dreapta componentei principale) – prin reducerea regiunii de interes în zona în care a fost identificată componenta principală obținând astfel regiunile de interes situate la stânga, respectiv dreapta componentei principale, trunchierea fiind realizată pe imaginea originală, iar recartografirea paletelor de culori și a binarizării se face din nou, deoarece regiunile de interes secundare pot avea nuanțe de culoare diferite de componenta principală și apoi se reia algoritmul bazat pe pixeli "călători" pentru determinarea componentei principale pe noua regiune de interes, ceea ce înseamnă că partea stângă și/sau dreaptă este trunchiată din nou și din nou până când nu se găsesc alte contururi;
- identificarea conturului liniei pleurale prin conectarea componentei principale cu componente secundare - din toate componente secundare identificate le păstrăm doar pe cele cu o abatere de maxim 50 de la polilinia originală (pentru componenta principală), acestea fiind îmbinate recursiv pornind de la componenta principală la stânga până când nu mai există



componente de îmbinat și apoi la dreapta, iar în cazul în care 2 componente se suprapun se păstrează la fel, iar pentru celelalte găsim punctele de conectare (2 pentru fiecare bucată a conturului) și folosim funcție convexă pentru a defini liniile de conexiune și după ce toate componentele sunt îmbinate, obținem o singură componentă continuă care va reprezenta conturul pleural;

- evaluarea îngroșării pleurale prin determinarea automată a grosimii maxime și grosimii medii a liniei pleurale în mod automat prin analiza conturului liniei pleurale;
- evaluarea neregularității pleurale prin determinarea valorii medii a diferențelor dintre două grosimi consecutive ale pleurei la pătrat în urma evaluării conturului liniei pleurale deja identificat;
- identificarea intreruperilor pleurale și determinarea procentului total de intreruperi din linia pleurală se bazează pe conturul complet al pleurei deja determinat, iar apoi se determină linia mediană și ulterior se parcurge linia mediană dinspre stânga spre dreapta cu un cerc de diametru egal cu grosimea maximă a liniei pleurale în care se realizează o binarizare cu prag adaptivă;
- identificarea nodulilor pleurali prezenti în linia pleurală prin evaluarea procentului de pixeli de intensitate mare din interiorul cercului cu diametrul egal cu grosimea maximă a liniei pleurale.

