



(12)

CERERE DE BREVET DE INVENȚIE

(21) Nr. cerere: **a 2020 00482**

(22) Data de depozit: **31/07/2020**

(41) Data publicării cererii:
28/02/2022 BOPI nr. **2/2022**

(71) Solicitant:
• **INSTITUTUL DE MECANICA SOLIDELOR
AL ACADEMIEI ROMÂNE (IMSAR),
STR. CONSTANTIN MILLE, NR.15,
SECTOR 1, BUCUREȘTI, B, RO**

(72) Inventatori:
• **CHIROIU VETURIA LENUȚA,
ALEEA COSTINEȘTI NR. 10, BL. 5, AP. 1,
SC. A, SECTOR 5, BUCUREȘTI, B, RO;**

• **MUNTEANU LIGIA ADRIANA,
STR. MINERVEI, NR.79, SECTOR 1,
BUCUREȘTI, B, RO;**
• **IOAN RĂDICA, ȘOS.OLTENIȚEI, NR.259,
SECTOR 4, BUCUREȘTI, B, RO;**
• **RUGINĂ CRISTIAN, STR. CĂMINULUI,
NR.28, BL.D4, SC.C11, AP.55, SECTOR 2,
BUCUREȘTI, B, RO;**
• **DRAGNE CIPRIAN, ALEEA MOSTIȘTEA,
NR.39, SECTOR 3, BUCUREȘTI, B, RO**

(54) **SISTEM DE ANALIZĂ ȘI RECONSTRUCȚIE A IMAGINILOR
MEDICALE ÎN TRATAMENTUL LAPAROSCOPIC AL
CANCERULUI DE FICAT PRIN METODE DE SONIFICARE
INVERSĂ**

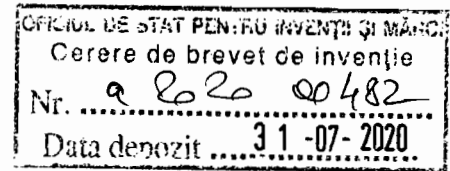
(57) Rezumat:

Invenția se referă la o metodă de analiză și reconstrucție a imaginilor medicale, în speță a imaginilor utilizate în tratamentul laparoscopic al cancerului de ficat. Metoda conform invenției își propune îmbunătățirea unei imagini medicale, de tipul unei tomografii computerizate, a unei imagini obținute prin rezonanță magnetică, a unei radiografii digitale, sau altele asemenea, prin captarea de detalii greu observabile pe

imaginea originală, prin intermediul unui operator de sonificare construit din condiția de minimizare a puterii acustice asociată imaginii, în conformitate cu ecuația Burgers de propagare a sunetului.

Revendicări: 1
Figuri: 10





Descrierea invenției

Sistem de analiză și reconstrucție a imaginilor medicale în tratamentul laparoscopic al cancerului de ficat prin metode de sonificare inversă

Autori: Veturia Chiroiu, Ligia Munteanu, Rodica Ioan, Cristian Rugină, Ciprian Dragne.

Prezenta invenție a fost realizată în cadrul Proiectului complex PN-III-P1-1.2-PCCDI-2017-0221 contract 95/2018, Programul 1 - Dezvoltarea sistemului național de cercetare-dezvoltare, Subprogramul 1.2. Performanță instituțională. Proiecte de dezvoltare instituțională - Proiecte Complexe realizate în consorții CDI, competiția 2017,

Contract UEFISCDI nr.59/2018, acronim IMPROVE - *Abordare inovativă de mare precizie privind tratamentul intraoperator asistat robotic al tumorilor hepatice pe baza diagnosticului integrat imagistic-molecular*, Director proiect complex Prof. Dr. Ing. Doina Pislă,

Responsabil din partea IMSAR Proiect 5 Dr. Veturia Chiroiu

Proiectul este intitulat: *Control hibrid logic diferențial destinat sistemului robotic pentru tratamentul intraoperator al tumorilor hepatice nerezecabile*

<https://cester.utcluj.ro/improve/home.html>

Prezenta invenție se referă la un **sistem de analiză și reconstrucție a imaginilor medicale** bazat pe o metodă de sonificare inversă .

Metoda constă în reconstrucția unor imagini medicale în speță a imaginilor utilizate în tratamentul laparoscopic al cancerului de ficat, prin completarea lor cu detalii neexistente în imaginile originale. Ne referim la tomografia computerizată (TC), imagistica prin rezonanță magnetică (RMN), radiografie digitală, mamografie digitală și altele.

Îmbunătățirea imagisticii medicale se realizează cu un operator de sonificare care captează detalii greu observabile și detectabile într-o imaginea originală. În felul acesta, se dobândesc proprietăți dorite cum ar fi claritate, detalii de culoare și geometrie.

Metoda de sonificare inversă folosită transformă semnalele sonore în imagini printr-o transformare numită **operator de sonificare** [1-4].

Operatorul de sonificare clasic cunoscut în literatura de specialitate nu aduce niciun câștig în imagistică, deoarece acest operator este construit din teoria liniară a propagării sunetului și nu face decât să replice imaginea originală.

Noul operator de sonificare propus în această invenție este construit din ecuația neliniară Burgers de propagare a sunetului. Operatorul și-a dovedit abilitatea de a descoperi și capta detalii pe care ochiul nu le vede în imaginea originală, prin numeroase aplicații cu imagini medicale utilizate în tratamentul laparoscopic al cancerului de ficat. Prin utilizarea operatorului de sonificare, se obține o variantă îmbunătățită a imaginii inițiale cu detalii care pot ajuta atât la interpretarea medicală și diagnostic cât și la chirurgia neinvazivă a ficatului. Scopul invenției este realizarea unui procedeu care să permită îmbunătățirea unei imagini medicale prin captarea de detalii greu observabile și detectabile, dobândind astfel proprietăți dorite cum ar fi de exemplu claritate, detalii de culoare și geometrie. Un alt scop al invenției este implementarea acestui procedeu în echipamentele care înregistrează, procesează și stochează imagini ale țesuturilor sau organelor, cu utilitate clinică și medical științifică. Procedul oferă o sursă de informații sub formă de înregistrări controlate care se pot implementa în imagistica medicală clinică.

Problema pe care o rezolvă invenția este aceea de a realiza un procedeu prin care o imagine medicală poate fi îmbunătățită prin adăugarea de detalii greu observabile și detectabile care pot ajuta în chirurgia neinvazivă a ficatului.

Invenția prezintă următoarele avantaje: 1) reflectă relația dintre sunetul care se propagă prin organe și țesuturi și structura acestor organe și țesuturi; 2) utilizează sunetul ca o semnătură vizuală a unei imagini; 3) descoperă detalii greu de depistat în imaginile medicale originale; 4) demonstrează utilitatea conversiei imagine-sunet și sunet-imagine în exploatarea potențialului de reconstrucție și îmbunătățire a unei imagini medicale.

Procedul se poate aplica și imaginilor multi-spectrale prin satelit fiind superior tehnicii actuale de fuziune a imaginilor. Procedul nu necesită ca banda de frecvență pancromatică să acopere benzile de frecvență ale imaginilor multi-spectrale și nici ca imaginile fuzionate să fie înregistrate fgeometric. .

Figurile asociate acestei descrieri prezintă:

Figura 1 - a) Rețeaua B a unei imagini fictive care conține culori și nuanțe diferite, linii și curbe, puncte, cavități și alte obiecte; b) Colecția identificată de date D .

Figura 2 - Schema alfabetului $M(F)$ cu filtre și subfiltre.

După descrierea invenției “Sistem de analiză și reconstrucție a imaginilor medicale în tratamentul laparoscopic al cancerului de ficat prin metode de sonificare inversă”, se prezintă câteva exemple de realizare a acestei invenții, în legătură cu care figurile prezintă:

Figura 3- a) Mostră de ficat de șoarece; b) Dimensiunea constituenților.

Figura 4- Nouă secțiuni ale mostrei de ficat de șoarece; b) Imagini digitale ale acestor secțiuni.

Figura 5- Secțiunile transversale ale mostrei ficatului de șoarece după sonificare. Cerculețele galbene indică diferențele față de imaginile originale.

Figura 6- a) Imaginea MR a unui ficat de șobolan; b) Detalii inițial ascunse - cerculețe roșii; c) Detaliile ascunse au fost recuperate integral prin tehnica sonificării.

Figura 7- O posibilă locație a cateterului de infuzie arterială hepatică.

Figura 8- a) Imaginea CT a arterei hepatice (CHA artera hepatică comună, LHA artera hepatică stângă, RHA artera hepatică dreaptă, SA artera splenică, Seg IV HA segmentul IV artera hepatică); b) Imaginea CT a arterei hepatice stângi; c) Imaginea înainte de sonificare; d) Imaginea sonificată finală.

Figura 9 - a) Locația tumorii; b) Teritoriul vascular (1) și ramificațiile vasculare în vecinătatea tumorii (2).

Figura 10 - Imagini sonificate ale tumorii și a vecinătăților.

Operatorul de sonificare este notat cu \tilde{S} și este construit din condiția de minimizare a puterii acustice asociată imaginii B , în conformitate cu ecuația Burgers de propagare a sunetului.

Metoda inversă de sonificare propusă în această invenție este descrisă în trei pași (**Figura 1**):

Pas număr 1

Imaginea B este discretizată uniform într-o rețea $B = \{b_1, b_2, \dots, b_N\}, b_i \in R^N$, suficient de fină pentru a elimina (sau cel puțin a controla) sursele de erori numerice (**Figura 1a**).

Se aplică rețelei B un convertor notat cu C_1 pentru a se obține colecția identificată de date

$$D = \{d_1, d_2, \dots, d_N\}, d_i \in R^N \text{ (Figura 1b)}$$

$$C_1 : B \rightarrow D, C_1(b_j) = M(F, b_j) = d_j, j = 1, 2, 3, \dots, N, \quad (1)$$

unde $M(F)$ este un alfabet alcătuit din 4 filtre $F_j, i = 1, 2, 3, 4$. F_1 este filtrul de culoare și nuanțe, F_2 este filtrul interfețelor și a frontierelor care separă culorile și nuanțele, F_3 este filtrul liniilor și a curbilor, și F_4 este filtrul obiectelor diferite care apar în imagine. Filtrele sunt controlate de o funcție obiectiv J_{fil} pentru minimizarea pierderilor de rezoluție și reducerea zgomotului. Filtrele au abilitatea de a capta detalii fine privind culoarea, nuanța sau liniile, fără

nicio legătură cu numărul de pixeli sau densitatea de pixeli. Schema alfabetului $M(F)$ este prezentată în **Figura 2**.

Fiecare filtru conține un număr de sub-filtre sF_{ik} , $i = 1, 2, 3, 4$, $k = 1, 2, 3, \dots, K$.

Filtrul F_1 conține 39 sub-filtre sF_{1k} , $k = 1, 2, 3, \dots, 39$, pentru 39 culori și nuanțe. Fiecare sub-filtru captează o singură culoare sau nuanță. Fiecare culoare are un cod α_k , $k = 1, 2, 3, \dots, 39$.

Filtrul F_2 conține A_{39}^2 sub-filtre sF_{2j} , $j = 1, 2, \dots, A_{39}^2$. Fiecare interfață are un cod β_k , $k = 1, 2, \dots, A_{39}^2$ obținut prin interpolarea a două coduri α_k , $k = 1, 2, 3, \dots, 39$.

Filtrul F_3 conține o rutină de calcul pentru identificarea liniilor și curbelor observate în imagine. Acest filtru calculează ecuația liniară, polinomială sau neliniară care aproximează cel mai bine o linie sau o curbă, împreună cu validarea acestor forme. Linia sau curba sunt introduse prin puncte, și rutina determină cea mai potrivită formă matematică care să le aproximeze.

Filtrul F_4 identifică obiectele din B . Forma Γ obiectului este definită ca imaginea unei n -sfere S de ecuație

$$x^n + y^n + z^n = 1, \quad (2)$$

prin transformarea afină

$$y = (Y_1, Y_2, Y_3) \in S \rightarrow y = (y_1, y_2, y_3) \in \Gamma, \quad (3)$$

$$\begin{aligned} y_1 &= x_G + r_{11}aY_1 + r_{12}bY_2 + r_{13}cY_3, \\ y_2 &= y_G + r_{21}aY_1 + r_{22}bY_2 + r_{23}cY_3, \\ y_3 &= z_G + r_{31}aY_1 + r_{32}bY_2 + r_{33}cY_3, \end{aligned} \quad (4)$$

unde $r_{ij} = r_{ij}(\xi, \psi, \zeta)$ sunt componentele de rotație care transformă axele de coordonate în axele principale ale sferei.

Parametrii de formă care apar în (3) și care definesc Γ , sunt coordonatele centrului de greutate x_G, y_G, z_G , axele principale a, b, c , direcțiile principale definite de unghiurile lui Euler ξ, ψ, ζ și exponentul n . Avantajul acestei schme de identificare constă în numărul mic de parametri necesari pentru a reprezenta forma unui obiect. Fiecare filtru are asociat un algoritm propriu de calcul.

Filtrele sunt controlate de o funcție obiectiv J_{fil} care minimizează pierderea de rezoluție și reducerea zgomotului numeric

$$J_{fil} = \min_{F_j, j=1,2,3,4} (\alpha_c \varepsilon_c + \alpha_l \varepsilon_l + \alpha_f \varepsilon_f), \quad (5)$$

unde $\varepsilon_c, \varepsilon_l, \varepsilon_f$ măsoară erorile relative în identificarea culorilor și nuanțelor, a liniilor și curbilor, și respective, momentul de inerție al obiectelor

$$\varepsilon_c = \sum_{j=1}^N \left(\frac{C_1(b_j)}{d_j} - 1 \right), \quad \varepsilon_l = \sum_{j=1}^N \left(\frac{C_2(\tilde{d}_j)}{b_{jfm}} - 1 \right),$$

$$\varepsilon_f = \left(\frac{\sum_{1 \leq i, j \leq 3} (I_{ij}(S) - I_{ij}(\Gamma))^2}{\sum_{1 \leq i, j \leq 3} I_{ij}^2(\Gamma)} \right)^{1/2}, \quad I_{ij}(S) = \frac{1}{5} \int_S y_i y_j y_k n_k dS. \quad (6)$$

În (5), $\alpha_c, \alpha_l, \alpha_f$ reprezintă ponderile asociate funcției obiectiv J_{fil} .

Pas număr 2

Operatorul de sonificare \tilde{S} este aplicat colecției identificate de date D pentru construirea colecției sonificate \tilde{D} prin $S(D, t) = \tilde{D}(t)$, $\tilde{D} = \{\tilde{d}_1, \tilde{d}_2, \dots, \tilde{d}_N\}$, $\tilde{d}_i \in R^N$, unde t este timpul de sonificare. Dacă durata procesului de sonificare este T secunde, atunci imaginea sonificată este $\tilde{D} = \tilde{D}(T)$. Colecția sonificată este determinată de soluțiile ecuației Burgers, care depind de punct și timp. Soluția într-un punct la un anumit moment de timp, stochează informații privind compoziția de culoare, nuanță, linie, curbă sau obiect din acel punct la un moment dat de timp.

Operatorul de sonificare $S(D, t)$ este definit de ecuația

$$S(D, t) = \tilde{D}(t) = F_s(t) + \frac{F_s(t)}{1 + F_s(t)}, \quad (7)$$

unde $F_s(t)$ este forța de generare a sunetului

$$F_s(t) = \sum_{l=1}^2 \frac{1}{2} \left[\frac{2\pi}{K_l \sqrt{m_l}} \sum_{k=0}^p \left[\frac{q_l^{k+1/2}}{1 + q_l^{2k+1}} \text{cn}(m_l, \frac{\pi \omega_l t (k+1)}{2K_l}) \right]^2 \right], \quad (8)$$

cu

$$q_1 = \exp\left(-\pi \frac{K_2}{K_1}\right), \quad q_2 = \exp\left(-\pi \frac{K_1}{K_2}\right), \quad K_1 = K_1(m_1) + \int_0^{\pi/2} \frac{du}{\sqrt{1 - m_1 \sin^2 u}},$$

$$K_2(m_2) = K_1(m_1), \quad m_1 + m_2 = 1. \quad (9)$$

Pas număr 3

După sonificare, noua imagine \tilde{D} poate conține zone albe sau cavități datorită inacuratăților din imaginea inițială. Numim aceste defecte puncte deteriorate sau zonă deteriorată. Pentru a

umple zona deteriorată cu culori și linii geometrice, se utilizează convertorul C_2 care realizează această umplere prin prelungirea prin continuitate a soluțiilor cunoscute în zonele adiacente și în punctele adiacente.

Aplicăm colecției sonificate $\tilde{D}(T) = \tilde{D}$ un convertor notat cu C_2

$$C_2 : \tilde{D} \rightarrow B_{fin}, C_2(\tilde{d}_j) = J(\tilde{d}_j) = b_{jfin}, j = 1, 2, 3, \dots, N, \quad (10)$$

unde

$$J(\tilde{d}_j) = \min_{\delta P} \|\delta P - \delta X\|^2, \quad (11)$$

măsoară distanța dintre soluția într-un punct deteriorat și soluțiile din punctele învecinate. δX este soluția din punctul deteriorat, și δP este soluția obținută prin prelungire din condiția de continuitate a soluțiilor din zonă. $J(\tilde{d}_j)$ determină cea mai bună soluție care se poate transfera punctului deteriorat. Aplicațiile analizate au demonstrat că C_2 asigură mai puține artefacte de culoare sau linii decât schemele existente.

În continuare prezentăm câteva aplicații de realizare a invenției.

Exemplul 1

O mostră de ficat de șoarece cu microarhitectura (10 - 50 μm) și structurile esențiale precum vasele de sânge afectate de boală este prezentată în **Figura 3a**. Dimensiunea constituenților este dată în **Figura 3b**.

Operatorul de sonificare este aplicat pentru câteva imagini ale unui ficat fibrotic de șoarece inspirat dintr-o investigație a efectelor unui extract de frunză de ginkgo biloba împotriva toxicității hepatice indusă de metotrexat la șoarece [23, 24].

Secțiunile transversale ale ficatului sunt arătate în **Figura 4**. Simulările au fost efectuate pentru imagini digitale 1.600×1.200 pixels (lungime și lățime). Sonificarea se realizează în 6 sec. Pentru n -sfera S se consideră $n = 3$, iar ponderile din funcția obiectiv sunt J_{fil} $(\alpha_c, \alpha_l, \alpha_r) = (0.4, 0.4, 0.2)$.

Proprietățile ficatului de șoarece sunt: densitate $\rho_0 = 1.05 \text{g/cm}^3$, coeficienți de disipare $b = (b_1, b_2, b_3) = (0.2, 0.2, 0.2) \text{kg sec/m}^2$, coeficienți neliniari $\beta = (\beta_1, \beta_2, \beta_3) = (0.3, 0.3, 0.3) \text{sec}$. Aceleași date sunt valabile și pentru exemplul număr 2.

Figura 5 vizualizează imaginile obținute după sonificare. Prin compararea acestor imagini cu cele originale, câteva diferențe pot fi evidențiate (cerculețe galbene în ultimele șase imagini).

Deși se observă o tendință de replicare a imaginilor deja cunoscute, rezultatele sonificării prezintă detalii absente în imaginile originale.

Exemplul 2

Pentru următorul exercițiu, avem în vedere lucrarea Salameh [5] care studiază detectarea steatohepatitei nealcoolice în ficatul de șobolan gras prin rezonanță magnetică (MR). Acest studiu este util în detectarea precoce a fibrozei la nivelul ficatului [2, 4, 6]. **Figura 6a** prezintă imaginea MR a unui ficat de șobolan cu leziuni hepatocelulare. Unele detalii sunt ascunse în mod intenționat (cerculețe roșii în **Figura 6b**), pentru a vedea dacă operatorul de sonificare recuperează detaliile ascunse inițial (**Figura 6c**).

Exemplul 3

O altă aplicație este legată de chimioterapia arterială hepatică [7-10]. Cunoașterea hărților vasculare hepatice și biliare este absolut necesară pentru planificarea operației chirurgicale. Pentru chimioterapie, trebuie introdus un cateter în artera gastroduodenală (GDA). O posibilă locație a cateterului de infuzie arterială hepatică a fost discutată în [8] și prezentată în **Figura 7**. **Figura 8a** prezintă imaginea CT a arterei hepatice (CHA artera hepatică comună, LHA artera hepatică stângă RHA artera hepatică dreaptă, SA artera splenică, Seg IV HA segmentul IV artera hepatică). **Figura 8b** prezintă imaginea CT a arterei hepatice stângi.

Exercițiul constă în sonificarea imaginii din **Figura 8c**.

Pentru această aplicație și pentru cele ce urmează, simulările au fost efectuate pentru imagini digitale 1.600×1.200 pixels (lungime și lățime). Timpul de sonificare a fost 7 sec., n -sfera S a fost calculată pentru $n=3$, iar ponderile din funcția obiectiv sunt J_{fil}
 $(\alpha_c, \alpha_l, \alpha_r) = (0.4, 0.4, 0.2)$

Proprietățile ficatului: densitate $\rho_0 = 1.12 \text{g/cm}^3$, coeficienți de disipare $b = (b_1, b_2, b_3) = (0.2, 0.2, 0.2) \text{ kg sec/m}^2$, coeficienți neliniari $\beta = (\beta_1, \beta_2, \beta_3) = (0.3, 0.3, 0.3) \text{ sec}$
 Imaginea sonificată este prezentată în **Figura 8d**. După cum se vede, această imagine este identică cu imaginea din **Figura 7**.

Exemplul 4

Ultima aplicație are în vedere cazul unei tumori (culoare roz) situată lângă arborele portal al teritoriului vascular (**Figura 9a**) [33, 34]. Teritoriul vascular (1) și ramificațiile vasculare în apropierea tumorii (2) sunt prezentate în **Figura 9b**.

După sonificare, se obțin trei imagini care sunt prezentate în **Figura 10** în vedere frontală, vedere caudală și vedere cranială. Se observă în aceste imagini noi detalii privind tumora și zonele înconjurătoare. În plus, forma și dimensiunea tumorii sunt vizualizate mai bine.

Bibliografie

1. Chiroiu, V., Munteanu, L., Ioan, R., Dragne, C., Majercsik, L., *Using the Sonification for Hardly Detectable Details in Medical Images*, Scientific Reports, 2019 (in press).
2. Chiroiu, V., Munteanu, L., Ioan, R., Dragne, C., Rugină, C., Majercsik, L., *Using the Sonification for Hardly Detectable Details in Medical Images*, International Journal of Scientific and Research Publications, 9(7), 342-351, 2019.
3. Ioan, R., Dragne, C., Rugină, C., Stirbu, C., Chiroiu, V., *On the inverse sonification problem*, Romanian Journal of Technical Science-Applied Mechanics, 64(1), 11-19, 2019.
4. Munteanu, L., Chiroiu, V., Dragne, C., Rugină, C., Bratu, P., *On the sonification technique*, Journal of Engineering and Innovation (JESI) 4(2),155-167, 2019.
5. Salameh, N., Larat, B., *Early detection of steatohepatitis in fatty rat liver by using MR elastography*, Radiology, 253(1), 2009.
6. Chiroiu, V., Munteanu, L., Dragne, C., Stirbu, C., *On the diferential dynamic logic model for hybrid systems*, Acta Technica Napocensis - series: Applied Mathematics, Mechanics, and Engineering, 61(4), 2018.
7. Chiroiu, V., Munteanu, L., Rugină, C., *On the control of a cooperatively robotic system by using a hybrid logic algorithm*, Proceedings of the Romanian Academy, series A: Mathematics, Physics, Technical Sciences, Information Science, 19(4), 2018.
8. Onofrio, A.C. *et al.*, *Vascular and Biliary Variants in the Liver: Implications for Liver Surgery*, RadioGraphics, 28(2), 2008.
9. Sahani, D. *et al.*, *Preoperative hepatic vascular evaluation with CT and MR angiography: implications for surgery*, RadioGraphics, 24(5), 1367–1380, 2004.
10. Sahani, D., Saini, S., Nichols, S., *Using multidetector CT for preoperative vascular evaluation of liver neoplasms: technique and results*, AJR Am. J. Roentgenol, 179(1), 53–59, 2002.
11. Lang, H., Hindennach, M., Radtke, A., Peitgen, H.O., *Virtual liver surgery: Computer-assisted operation planning in 3D liver model*, Chapter 5 in *Recent Advances in liver surgery*, Renzo Dionigi, Landes. Bioscience Madame Curie Bioscience Data base, 2009.



12. Shamir, R., Tamir, I., Daboo, E., Joskowicz, L., Shoshan, Y.A., *Method for Planning Safe Trajectories in Image-Guided Keyhole Neurosurgery*, In: Jiang T, Navab N, Pluim JW, Viergever M. *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention–MICCAI 2010*. Lecture Notes in Computer Science. 6363, Springer Berlin Heidelberg, 2010.

Revendicări

Prezenta invenție a fost realizată în cadrul Proiectului complex PN-III-P1-1.2-PCCDI-2017-0221 contract 95/2018, Programul 1 - Dezvoltarea sistemului național de cercetare-dezvoltare, Subprogramul 1.2. Performanță instituțională. Proiecte de dezvoltare instituțională - Proiecte Complexe realizate în consorții CDI, competiția 2017, Contract UEFISCDI nr.59/2018, acronim IMPROVE - *Abordare inovativă de mare precizie privind tratamentul intraoperator asistat robotic al tumorilor hepatice pe baza diagnosticului integrat imagistic-molecular*, Director proiect complex Prof. Dr. Ing. Doina Pislă, Responsabil din partea IMSAR Proiect 5 Dr. Veturia Chiroiu

Proiectul este intitulat: *Control hibrid logic diferențial destinat sistemului robotic pentru tratamentul intraoperator al tumorilor hepatice nerezecabile*

<https://cester.utcluj.ro/improve/home.html>

Prezenta invenție se referă la un **sistem de analiză și reconstrucție a imaginilor medicale** bazat pe o metodă de sonificare inversă.

Metoda constă în reconstrucția unor imagini medicale, în speță a imaginilor utilizate în tratamentul laparoscopic al cancerului de ficat, prin completarea lor cu detalii neexistente în imaginile originale. Îmbunătățirea imagisticii medicale se realizează cu un operator de sonificare care captează detalii greu observabile și detectabile în imaginea originală. În felul acesta, se dobândesc proprietăți dorite cum ar fi claritate, detalii de culoare și geometrie. Scopul invenției este realizarea unui procedeu care să permită îmbunătățirea unei imagini medicale prin captarea de detalii greu observabile și detectabile, dobândind astfel proprietăți dorite cum ar fi de exemplu claritate, detalii de culoare și geometrie. Un alt scop al invenției este implementarea acestui procedeu în echipamentele care înregistrează, procesează și stochează imagini ale țesuturilor sau organelor, cu utilitate clinică și medical științifică. Procedul oferă o sursă de informații sub formă de înregistrări controlate care se pot implementa în imagistica medicală clinică.

Problema pe care o rezolvă invenția este aceea de a realiza un procedeu prin care o imagine medicală poate fi îmbunătățită prin adăugarea de detalii greu observabile și detectabile care pot ajuta în chirurgia neinvazivă a ficatului.

1. Metoda de sonificare inversă folosită transformă semnalele sonore în imagini printr-o transformare numită **operator de sonificare**. Noul operator de sonificare propus în această invenție este construit din ecuația neliniară Burgers de propagare a sunetului. Operatorul și-a dovedit abilitatea de a descoperi și capta detalii pe care ochiul nu le

vede în imaginea originală, prin numeroase aplicații cu imagini medicale utilizate în tratamentul laparoscopic al cancerului de ficat. Prin utilizarea operatorului de sonificare, se obține o variantă îmbunătățită a imaginii inițiale cu detalii care pot ajuta atât la interpretarea medicală și diagnostic cât și la chirurgia neinvazivă a ficatului.

30.07.2020

FIGURI

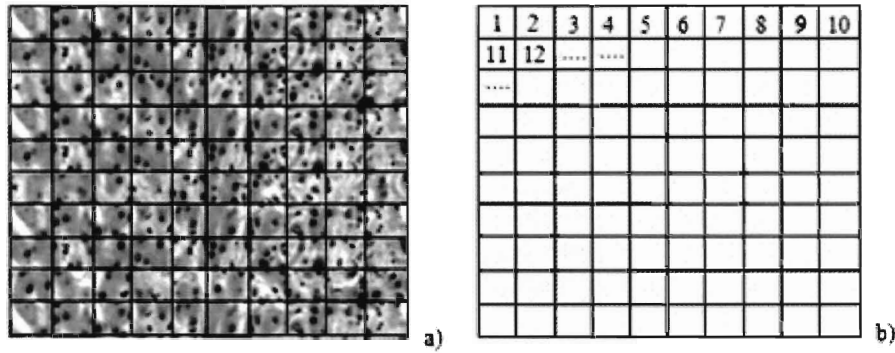


Figura 1.

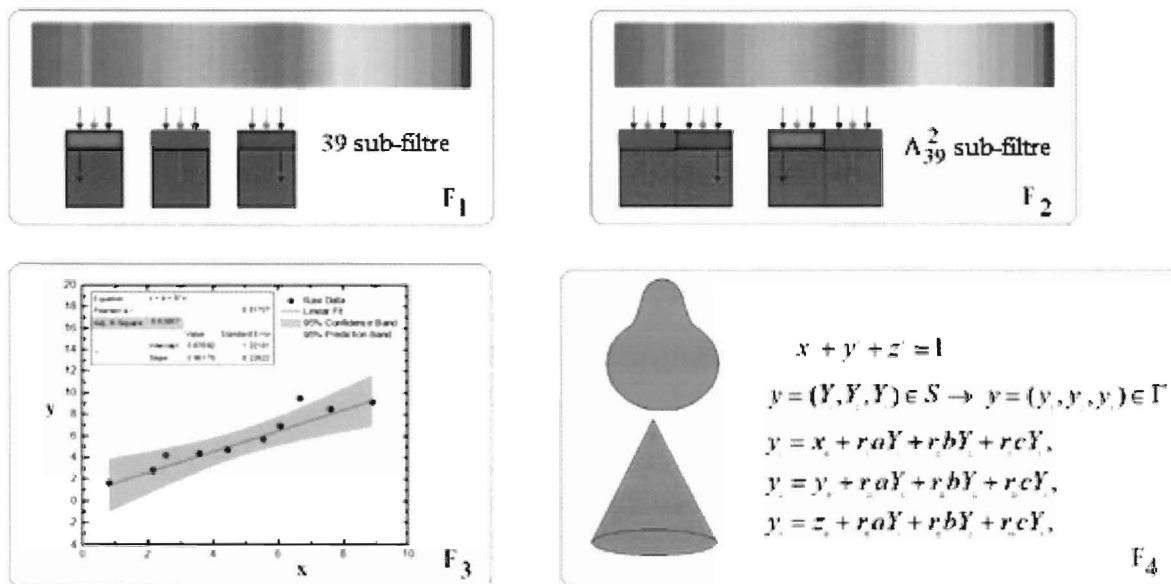


Figura 2.

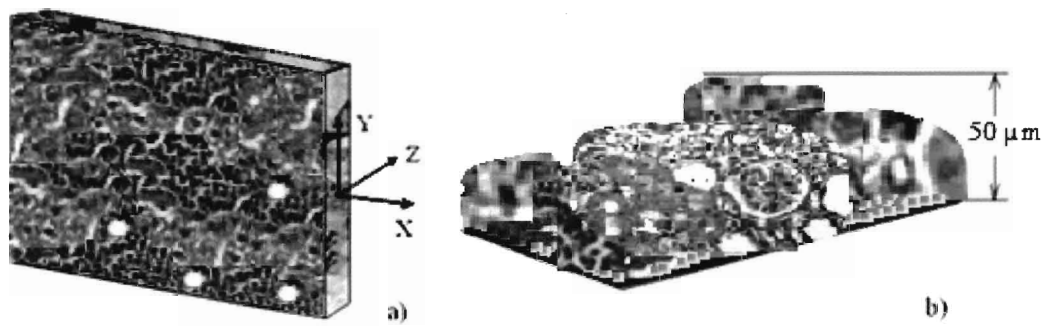


Figura 3.

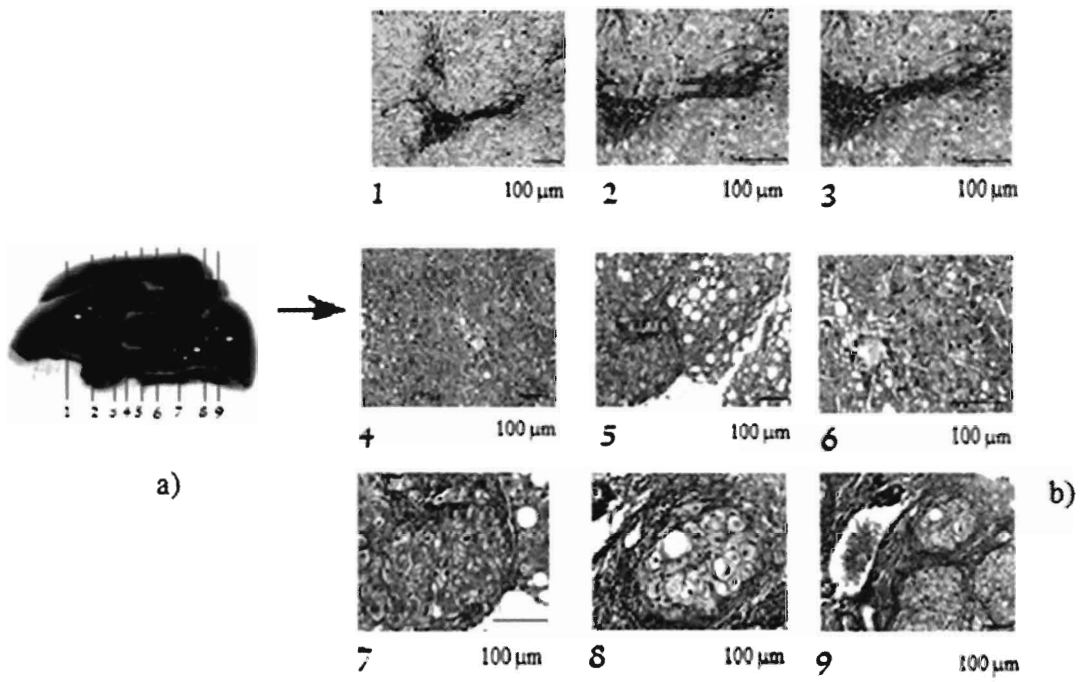


Figura 4.

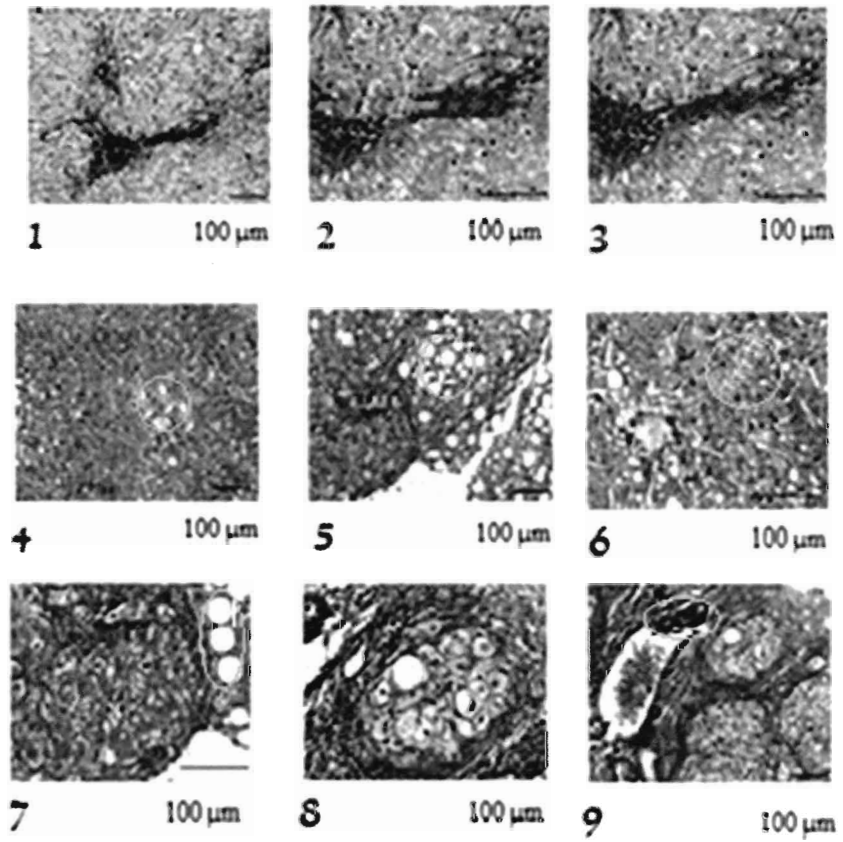


Figura 5.

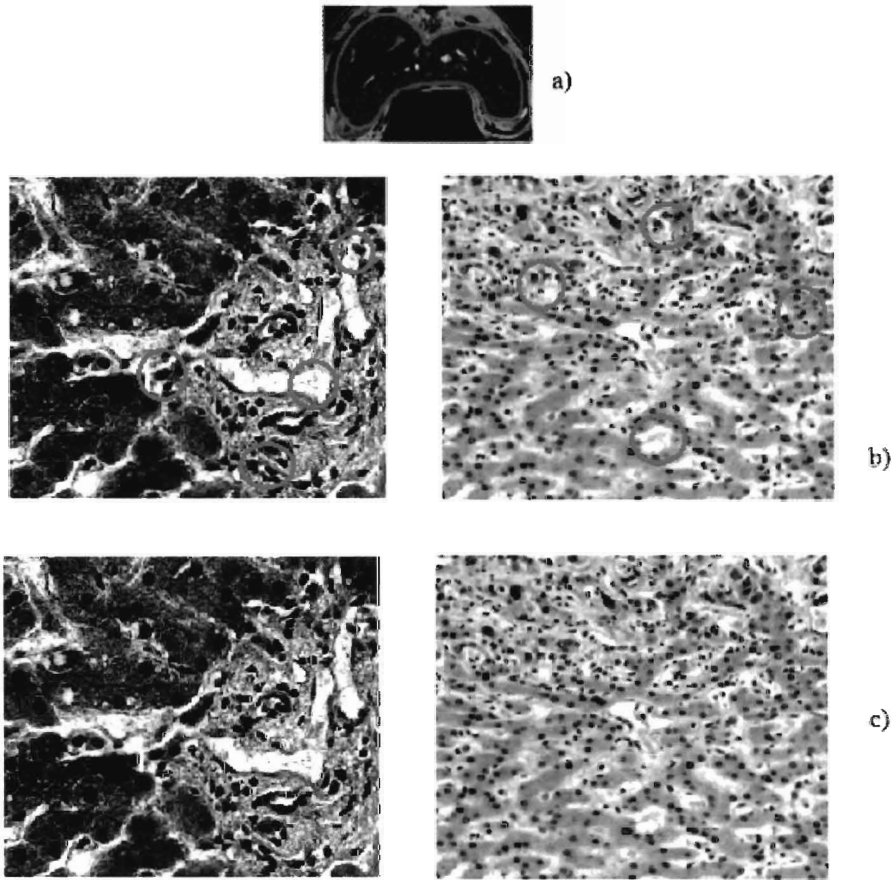


Figura 6.

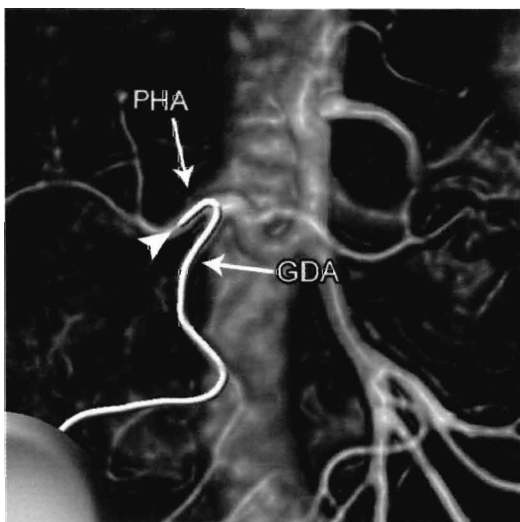


Figura 7.

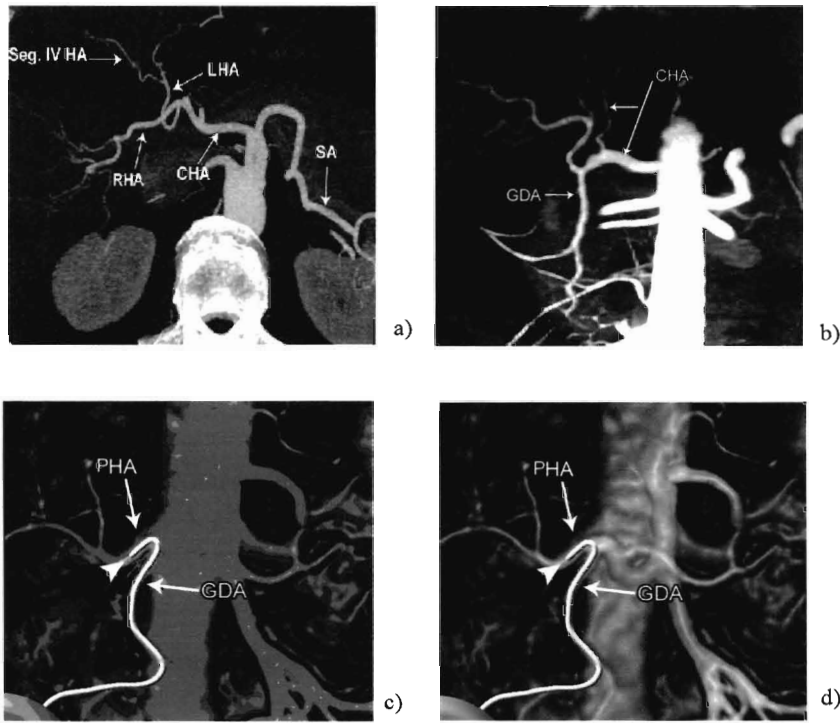


Figura 8.

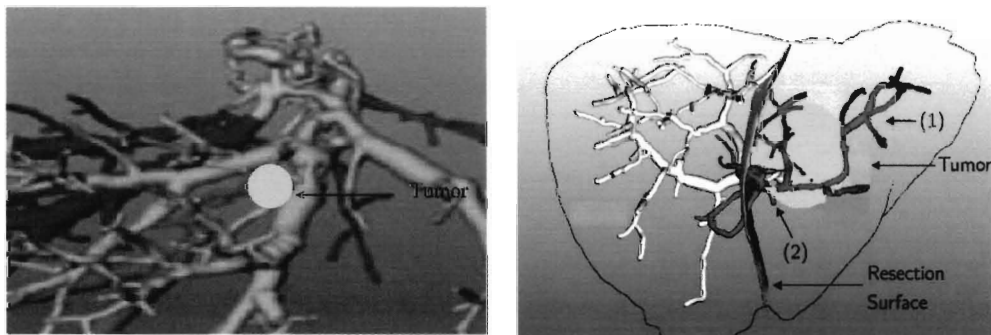


Figura 9.



Figura 10.