DOI: 10.22041/ijbme.2009.13407



# Fast and Noninvasive Thermal Monitoring in Ultrasound Digital Images using Optical Flow method

**B. M. Mehrabani[1], M.J. Abolhassani[2*], A.R. Ahmadian[3], M. J. Alirezaie[4]**

[1] M.Sc Graduated, Biomedical Engineering group, Tehran University of Medical Sciences, Iran, Bmomen@razi.tums.ac.ir
[2] Associate Professor, Medical Physics and Biomedical Engineering Department, Tehran University of Medical Sciences (TUMS), Iran
[3] Associate Professor, Medical Physics and Biomedical Engineering Department, Tehran University of Medical Sciences (TUMS), Iran, Ahmadian@sina.tums.ac.ir
[4] Associate Professor, Dept. Electrical Engineering, Ryerson University, Toronto, Canada, Javad@ee.rayerson.ca

## Abstract

**The main purpose of this work is introducing a novel method of temperature monitoring using B-Mode Ultrasound digital images. Thermal dependence of sound speed causes a virtual displacement of scatterer particles. The virtual displacement is computed using speckle tracking methods. Horn-Shunck algorithm was applied to a tissue mimicking phantom to measure the virtual displacement. A heating resistor was used in this phantom to generate temperature elevation. The DICOM ultrasound images were acquired using commercial SIMENES ultrasound imaging system with 10MHz linear probe. The accuracy of noninvasive temperature estimation was measured comparing with invasive temperature measurement.**

**The phantom is warmed up to the 8 $^{\circ}C$. The mean error of temperature estimation was found to be 0.4°C and peak error 0.9°C. Fast temperature estimation can be achieved using Optical-Flow methods. This Method is a differential based motion estimation method that estimates displacement by calculating the optical pattern changes caused by movements between two frames. Noise sensitivity is the main infirmity of Horn-Schunck method.**

**Keywords:** **Temperature estimation; thermal therapy; Ultrasound Images; Optical-Flow; Speed of the Sound.**

* **Corresponding author**
**Address:** Mohammad *Javad* Abolhassani, *Research Center of Science and Technology in Medicine (RCSTIM), Tehran University of Medical Sciences (TUMS), Imam Khomeini Hospital, Keshavarz Bulvar, Tehran, Iran*
**Tel:** *+98 21 66439831*
**Fax:** *+98 21 66438631*
**E-mail:** *Abolhasm@sina.tums.ac.ir*

DOI: 10.22041/ijbme.2009.13407



# پایش سریع و غیرتهاجمي دما در تصاوير فراصوت ديجيتال با استفاده از روش شارش نوري

**بهرام مومن مهرباني[۱]، محمد جواد ابوالحسني[۲*]، عليرضا احمديان[۳]، جواد عليرضايي[۴]**

[۱] کارشناس ارشد، گروه فيزيک و مهندسي پزشکي، دانشگاه علوم پزشکي تهران Bmomen@razi.tums.ac.ir

[۲] دانشيار، گروه فيزيک و مهندسي پزشکي، مرکز تحقيقات علوم و تکنولوژي در پزشکي، دانشگاه علوم پزشکي تهران

[۳] دانشيار، گروه فيزيک و مهندسي پزشکي، دانشگاه علوم پزشکي تهران Ahmadian@sina.tums.ac.ir

[۴] دانشيار، دانشکده مهندسي پزشکي، دانشگاه رايرسون، تورنتو، کانادا Javad@ee.rayerson.ca

## چکیده

در اين مقاله روشي نوين براي پايش سريع تغييرات دما با استفاده از تصاوير فراصوت B-Mode ارائه شده است. در اين روش، از وابستگي سرعت صوت به دما استفاده مي‌شود. وابستگي سرعت صوت به دما باعث ايجاد جابه‌جايي ظاهري ذرات پراکنده‌ساز مي‌گردد. جابه‌جايي به‌وجود آمده را مي‌توان با استفاده از الگوريتم‌هاي مختلف جابه‌جايي‌سنجي و ردیابي برفک تخمين زد و اندازه‌گيري نمود. در اين کار روش شارش نوري هورن – شانک براي سنجش جابه‌جايي‌هاي به‌وجود آمده به تصاوير ديجيتال فراصوت B-Mode فانتوم شبيه بافت اعمال شد. روش شارش نوري از جمله روش‌هاي بر پايه گراديان است و بر اساس اندازه‌گيري تغييرات به‌وجود آمده در الگوي روشنائي به تخمين ميزان جابه‌جايي مي‌پردازد. در طراحي فانتوم از يک مقاومت گرمازا براي گرم کردن بافت در عمق استفاده شد. حين گرم کردن فانتوم، به وسيله پروب خطي سونوگرافي ۱۰MHz، تصاوير فراصوت ديجيتال از موضع در حال گرم شدن تهيه شد. براي سنجش ميزان دقت، دماي به‌دست آمده در اين روش، با دماي اندازه‌گيري شده به روش تهاجمي مقايسه شد. با بررسي نتايج به‌دست آمده مشاهده شد که سرعت محاسبه دما در مقايسه با تحقيق قبلي (تخمين دما به کمک الگوريتم تطبيق بلوک) به ميزان قابل توجهي افزايش يافته است. بيشينه افزايش دما در فانتوم، ۷°C بوده است. با بررسي و مقايسه دماي مقاومت‌هاي گرمايي با نتايج حاصل از روش شارش نوري، خطاي اندازه‌گيري ميانيگن ۰/۴°C و مقدار بيشينه خطا در طول آزمايش ۰/۹°C به دست آمد. با استفاده از روش شارش نوري مي‌توان با سرعت بالا و حتي بي‌درنگ، دما را تخمين زد. از ضعف‌هاي اين روش مي‌توان به حساسيت زياد آن به اغتشاش اشاره کرد.

**کليدواژگان:** پايش دما، گرمادرماني، تصاوير فراصوت، شارش نوري، سرعت صوت.

* عهده‌دار مکاتبات

**نشاني:** تهران، انتهاي بلوار کشاورز، مجتمع بيمارستاني امام خميني، مرکز تحقيقات علوم و تکنولوژي در پزشکي

**تلفن:** ۶۶۴۳۹۸۳۱، **دورنگار:** ۶۶۴۳۸۶۳۱، **پيام نگار:** Abolhasm@sina.tums.ac.ir

## ۱- مقدمه

موفقيت‌هاي به‌دست آمده در درمان سرطان‌هاي بافت نرم حاصل از روش گرمادرماني با استفاده از ليزر[۱] (LITT) [۱]، امواج فراصوت پرشدت متمرکز[۲] (HIFU) [۲] و غيره در سال‌هاي اخير باعث افزايش مقبوليت اين روش‌ها نسبت به ساير روش‌هاي معمول درمان سرطان شده است. البته افزايش بيش از حد دما در بافت‌هاي سالم که در اطراف توده سرطاني قرار گرفته‌اند موجب نکروز بافت سالم و در نتيجه افزايش عوارض ناشي از اين نوع درمان مي‌شود که تا حد ممکن بايد به حداقل برسد. به همين علت پايش دماي درون بافت و توده در حال گرم شدن از نکات کليدي ضروري در زمان تابش به بيمار است. از نقاط ضعف اين روش، وجود نداشتن وسيله‌اي براي پايش بي‌درنگ دماي درون بافت است که سبب کاهش مقبوليت گرمادرماني به‌رغم توانايي بالاي آن در درمان سرطان بافت نرم مي‌شود. تحقيقات نشان مي‌دهد که روش‌هايي مانند تصويربرداري با استفاده از تشديد مغناطيسي[۳] (MRI) [۳]، توموگرافي امپدانسي[۴] را مي‌توان براي تعيين دماي درون بافت استفاده کرد. در تصويربرداري فراصوت نيز با اندازه‌گيري تغييرات متغيرهايي مانند توان بازتاب شده صوتي، سرعت صوت، گسترش دمايي[۵] [۴]، مي‌توان افزايش دماي درون بافت را تعيين کرد. استفاده از امواج فراصوت، در گرمادرماني به‌ويژه امواج فراصوت پرشدت متمرکز به سه دليل بهترين گزينه براي پايش غيرتهاجمي دما است.

۱. ذات دستگاه تشخيص و درمان يکي است.

۲. سيستم‌هاي فراصوت از توانايي توليد تصاوير بي‌درنگ برخوردارند.

۳. در بيشتر سيستم‌هاي گرمادرماني پروب[۶] تشخيصي فراصوت در مرکز حلقه‌هاي هم‌مرکز پرشدت فراصوت قرارگرفته است و تصاوير ناحيه مورد گرمادرماني را در اختيار کاربر قرار مي‌دهد.

در روش فراصوت، راهکارهاي مختلفي براي اندازه‌گيري دما وجود دارد که از آن جمله مي‌توان به تحليل تضعيف فرکانسي وابسته به دما [۴]، توان بازتابي [۵]، سرعت صوت و انبساط دمائي [۶] اشاره کرد.

با افزايش دما در يک ناحيه، سرعت صوت در آن منطقه افزايش يافته و باعث ايجاد جابه‌جايي زماني در بازتاب سيگنال فرکانس راديوئي[۷] مي‌شود که به آن جابه‌جايي مجازي مي‌گويند. اثر ديگر افزايش دما در درون بافت، جابه‌جايي فيزيکي ذرات پراکنده به علت پديده انبساط گرمائيست.

عمده تحقيقات انجام گرفته براي تخمين دما بر اساس جابه‌جايي زماني در سيگنال بازتابش شده فرکانس راديوئي است. ولي بايد توجه داشت که اين سيگنال در رده داده‌هاي خام[۸] بوده و در سيستم‌هاي تجاري در دسترس نيست. در تحقيق پيشين ما [۷]، از يک روش ساده رديابي برفک براي اندازه‌گيري جابه‌جايي به‌وجود آمده در تصاوير فراصوت ديجيتال به‌جاي استفاده از داده خام فرکانس راديوئي، استفاده شده و عملي بودن تخمين دما با استفاده از تصاوير فراصوت نشان داده شده است.

هدف اصلي مقاله حاضر، کاهش محاسبات انجام شده به‌منظور افزايش سرعت و تخمين بي‌درنگ دما، بوده است. رديابي برفک با استفاده از الگوريتم‌هاي تطبيق بلوک، بسيار زمان‌بر است بنابراين در اين پژوهش، جابه‌جايي‌هاي به‌وجود آمده با استفاده از روش سريع شارش نوري محاسبه شده‌اند.

## ۲- مواد و روش‌ها

### ۲-۱- تئوري

سرعت صوت در بيشتر بافت‌هاي بيولوژيک با افزايش دما، افزايش مي‌يابد. با توجه به قواعد زير مي‌توان بافت‌هاي بيولوژيک بدن را مدل کرد:

۱. بافت‌ها و محيط‌هاي بيولوژيک را از ديدگاه فراصوت مي‌توان به صورت شبکه‌هاي نيمه‌مرتب با پراکنده‌سازهاي ناپيوسته در نظر گرفت. اين پراکنده سازها با فاصله متوسط d جدا هستند، که به آن فضاي متوسط پراکنده‌ساز[۹] مي‌گويند [۸].

---

1 Laser Induced Thermal Therapy
2 High Intensity Focused Ultrasound
3 Magnetic Resonance Imaging
4 Impedance Tomography
5 Thermal Expansion
6 Probe
7 RF echo
8 Raw Data
9 Mean scatterer spacing

۲. اين فضا با افزايش دما زياد مي‌شود. افزايش يا كاهش اين فضا با ثابتي خطي به تغييرات دما مربوط مي‌شود كه به آن ثابت خطي انبساط دمايي مي‌گويند (افزايش جابه‌جايي در واحد طول به ازاي ۱°C افزايش دما φ).

۳. سرعت صوت وابسته به دما بوده و در محيط‌هاي آبي (آب‌دار) و اكثر بافت‌ها و محيط‌ها، اين سرعت با افزايش دما زياد مي‌شود اما در محيط‌هاي چربي اين سرعت با افزايش دما كاهش مي‌يابد [۹].

تغييرات سرعت نسبت به دما ($\beta = \frac{1}{c_0} \cdot \frac{\partial c}{\partial T}$) در افزايش‌هاي C °۵-۱۰ كه در گرمادرماني حاصل مي‌شود خطيست. $k = \frac{1}{\varphi - \beta}$ متغير وابسته به محيط بوده و مستقل از تغييرات دماست.

سايمون[۱۰] و همكاران [۶] رابطه افزايش دما ($\Delta T$) را در عمق $x$ با جابه‌جايي ($\Delta x$) نشان داده‌اند. اين معادله در رابطه (۱) نشان داده شده است:

$$\delta T(x) = c_0(x) \frac{1}{\varphi(x) - \beta(x)} \cdot \frac{\partial}{\partial x}(\delta t(x)) \qquad (۱)$$

كه $\delta t\ (x)$ شيفت زماني، $c_0(x)$ سرعت صوت در عمق $x$ و $\frac{1}{\varphi(x) - \beta(x)}$ ثابت بافت در عمق $x$ است. با جاگذاري $\Delta d = \delta t \times c_0$ در رابطه (۱) خواهيم داشت:

$$\Delta T(x) = k \cdot \frac{\partial}{\partial x}(\Delta d) \qquad (۲)$$

رابطه (۲) نشان‌دهنده رابطه خطي بين افزايش دما در بافت و جابه‌جايي $\Delta d$ است. با افزايش دما در بافت جابه‌جايي مجازي در راستاي محوري تصاوير[۱۱] پديدار مي‌شود كه به كمك روش‌هاي رديابي برفک اين جابه‌جايي تعيين مي‌شود.

## ۲-۲- الگوريتم رديابي برفک

همان‌گونه كه ذكر شد به دليل افزايش دما در بافت، الگوي برفک موجود در تصاوير فراصوت در راستاي محوري جابه‌جا مي‌شوند [۱۰]. البته همان‌گونه كه در قسمت بررسي نتايج به صورت مفصّل به آن پرداخته خواهد شد، جابه‌جايي‌ها در دو بعد تصوير رخ مي‌دهند، اما به علت اينكه در مدل رياضي سايمون حركات افقي در نظر گرفته نشده بود، به ناچار در اين كار نيز تنها از جابه‌جايي‌هاي به‌وجود آمده در راستاي محوري استفاده شده است كه خود از عوامل افزايش خطا در تخمين دما خواهد بود.

براي اندازه‌گيري اين جابه‌جايي از الگوريتم هورن-شانک[۱۲] استفاده شد كه از روش‌هاي جابه‌جايي‌سنجي بر اساس شارش نوري است. فرض اصلي روش‌هاي شارش نوري براي محاسبه بردارهاي حركت، تغييرات ناچيز در الگوي روشنائي در فواصل زماني كوتاه و جابه‌جايي كوچک در تصوير است. ثابت بودن الگوي روشنائي در تصوير، به شكل بسته در رابطه (۳) نشان‌داده شده است.

$$\nabla I(x,y,t) \bullet S(x,y,t) + I_t(x,y,t) = 0 \qquad (۳)$$

كه در آن $S(x,y,t) = [u(x,y,t) \quad v(x,y,t)]^T$ نشان‌دهنده ماتريس حركت و $I(x,y,t)$، نشان‌دهنده سطح خاكستري پيكسل به مختصات $(x,y)$ است.

شايان توجه است با استفاده از رابطه (۳) به تنهائي، قادر به تعيين بردارهاي حركت به صورت يكتا نخواهيم بود و بايد از قيود ديگري نيز استفاده شود [۱۱]. يكي از اين قيود همواري بردارهاي حركت است. با توجه به قيد همواري بردارهاي حركت و ثابت بودن الگوي روشنائي، هورن-شانک با كمينه كردن تابع هزينه (۴) اقدام به تعيين بردارهاي حركت مي‌كند.

$$J = \int_\Omega \begin{bmatrix} (\nabla I(x,y,t) \bullet S(x,y,t) + I_t(x,y,t))^2 + \\ \alpha \sum_{l=1}^{N} \|\nabla S_l\|^2 \end{bmatrix} d\Omega \qquad (۴)$$

كه $\alpha > 0$ و نشان دهنده ميزان وزن‌دهي تابع هزينه به همواري سرعت است. همچنين عملگر $\nabla$، نشان‌دهنده گراديان فضائيست.

براي كمينه‌سازي رابطه (۴) با توجه به $S$ داريم:

$$\frac{\partial J}{\partial u} = 0 \quad , \quad \frac{\partial J}{\partial v} = 0 \qquad (۵)$$

با اعمال (۵) در رابطه (۴) خواهيم داشت:

$$\begin{cases} \Delta u - \frac{1}{\alpha}(I_x{}^2 u + I_x I_y v + I_x I_t) = 0 \\ \Delta v - \frac{1}{\alpha}(I_x I_y v + I_y{}^2 v + I_x I_t) = 0 \end{cases} \qquad (۶)$$

---

[10] Simon [11] Field II Ultrasound Simulation Software [12] Horn-Schunck

که شکل ماتريسي آن به صورت معادله (۷) خواهدبود.

$$A \cdot S = B \qquad (۷)$$

که در آن ماتريس‌هاي $A$ ، $S$ و $B$ به صورت زير هستند.

$$A = \begin{bmatrix} \frac{1}{\alpha} I_x^2 - \Delta & \frac{1}{\alpha} I_x I_y \\ \frac{1}{\alpha} I_x I_y & \frac{1}{\alpha} I_y^2 - \Delta \end{bmatrix}$$

$$S = [u \;\; v]^T$$

$$B = \begin{bmatrix} I_x I_t & I_y I_t \end{bmatrix}^T$$

براي حل معادلات (۶) از روش بازگشتي گوس-سيدل[۱۳] [۱۲] استفاده شده‌است.

$$u_{x,y}^{k+1} = \bar{u}_{x,y}^{k} - \frac{I_x \left[ I_x \bar{u}_{x,y}^{k} + I_y \bar{v}_{x,y}^{k} + I_t \right]}{\alpha^2 + I_x^2 + I_y^2}$$
$$v_{x,y}^{k+1} = \bar{v}_{x,y}^{k} - \frac{I_y \left[ I_x \bar{u}_{x,y}^{k} + I_y \bar{v}_{x,y}^{k} + I_t \right]}{\alpha^2 + I_x^2 + I_y^2} \qquad (۸)$$

که $\left| u_{x,y}^{k} \;\; v_{x,y}^{k} \right|$ بردارهاي سرعت در مختصات $(x,y)$ بوده و $\left| \bar{u}_{x,y}^{k} \;\; \bar{v}_{x,y}^{k} \right|$، ميانگين فضائي $\left| u_{x,y}^{k} \;\; v_{x,y}^{k} \right|$ است.

## ۲-۳- شبيه‌سازي افزايش دما در تصاوير فانتوم

با تغيير در معادله (۲) خواهيم داشت:

$$\frac{\partial}{\partial x}(\Delta d) = (\alpha(x) - \beta(x))\Delta T(x)$$
$$\rightarrow \Delta d(x) = \int_{x'=0}^{x} (\alpha(x') - \beta(x'))\Delta T(x') dx' \qquad (۹)$$

که در آن $x'$ نشان‌دهنده عمق در راستاي محوريست. رابطه (۹) بيانگر جابه‌جايي جمع شونده حاصل از افزايش دماي $\Delta T(x)$ است. کرنل[۱۴] حرارت ايجاد شده از منبع گرمائي نقطه‌اي را مي‌توان با استفاده از توابع گرين[۱۵] محاسبه کرد [۱۳]. رابطه (۱۰) نشان‌دهنده کرنل افزايش دماي حاصل از منبع گرمائي نقطه‌اي با گذشت زمان در محيط همگن است.

$$H(r,t) = \sqrt{\frac{k}{4\pi t}} \times e^{\left[ -\frac{(r-r')^2}{4kt} \right]} \qquad (۱۰)$$

رابطه (۱۰) بيانگر آن است که دماي حاصل از منبع نقطه‌اي گرما، داراي توزيع گوسي با انحراف معيار $2\sqrt{kt}$ است.

به منظور واقعي‌تر کردن تصاوير و اعمال اغتشاش‌هاي محيط به تصاوير، از تصاوير فراصوت پي‌درپي گرفته شده از فانتوم بدون اعمال گرما استفاده شد. بدين ترتيب هر گونه تغيير در الگوي روشنائي تصوير را مي‌توان به اغتشاشات موجود در سيستم در طول زمان نسبت داد. الگوي جابه‌جايي به فريم دوم اين دنباله تصويري اعمال مي‌شود.

شکل ۱ نمونه‌هائي از اين تصاوير را نشان مي‌دهد. از اين تصاوير به منظور بررسي خطاي اندازه‌گيري بردارهاي جابه‌جايي و مقدار بهينه تکرار از معيار خطاي دامنه استفاده شده است.

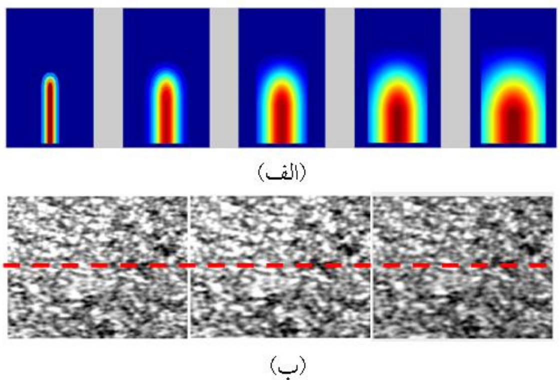
$$Amplitude\ Error = \frac{\| V_e - V_s \|}{V_s} \qquad (۱۱)$$

که در اينجا $V_e$ و $V_s$ به ترتيب بردار جابه‌جايي تخمين زده شده و اندازه واقعي سرعت است.

## ۲-۴- آزمايش تجربي

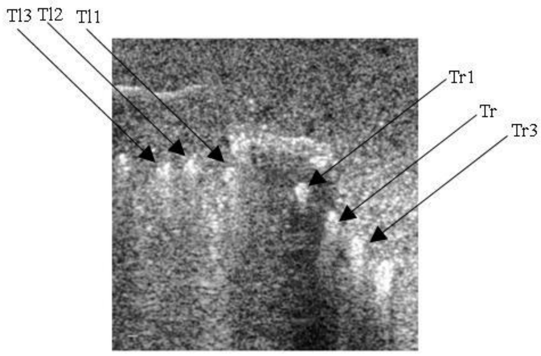
به منظور بررسي کمي تخمين دما به‌وسيله الگوريتم از فانتوم شبيه‌سازي بافت استفاده شده‌است. در اين فانتوم گرافيت به عنوان عنصر بازتابنده صوت به‌کار رفته است. همچنين از پودر آگار[۱۶]، مايع گليسيرين و آب نيز در ساخت اين فانتوم استفاده شده است.

اين فانتوم شامل يک مقاومت گرمازا براي ايجاد گرماي موضعي و عمقي و هشت ترموکوپل براي اندازه‌گيري تهاجمي دما در نقاط با فواصل مشخص از اين مقاومت است. شکل ۲ تصوير فراصوت از اين مقاومت و ترموکوپل‌ها را نشان مي‌دهد.



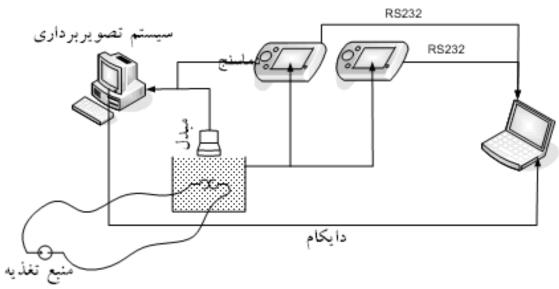

شکل ۱- الف) الگوي جابه‌جايي اعمال شده به تصاوير داراي الگوي گرمائي بيشينه به ترتيب از چپ به راست۱، ۲، ۳، ۴ و ۵°C؛ ب) نمونه‌اي از تصاوير شبيه‌سازي

[13] Gauβ-Sidel
[14] Kernel
[15] Green Functions
[16] Agar

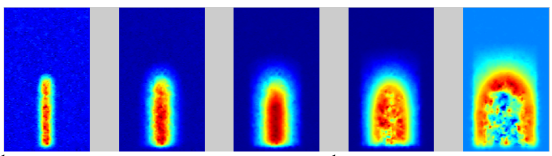



شکل ۲- تصوير فراصوت از مقاومت و ترموکوپل‌ها و نحوه شماره‌گذاري آنها

سيستم تصويربرداري فراصوت که در اين کار از آن استفاده شده است، دستگاه تجاري زيمنس[۱۷] مدل آنتارز[۱۸] بوده است. اين دستگاه داراي خروجي دايکام[۱۹] بوده که فرمت مطلوب براي پردازش تصوير است. براي تصويربرداري از فانتوم، از مبدل خطي MHz ۱۳/۵ استفاده شده است. ميدان ديد[۲۰] (FOV) اين مبدل در راستاي محوري و جانبي به ترتيب ۳۵mm و ۲۵mm است. ترتيب انجام تصويربرداري و گرم کردن فانتوم در شکل ۳ نمايش داده شده است. اين آزمايش از دو مرحله تشکيل شده است. مرحله اول که گرم کردن يکنواخت فانتوم در حوض آب است، براي پيدا کردن مقدار ضريب تناسب *'k'* صورت مي‌گيرد. در مرحله دوم، فانتوم به‌وسيله مقاومت الکتريکي گرم شده و در همين زمان از آن تصويربرداري مي‌شود.




شکل ۳- نحوه آزمايش گرمادهي موضعي



شکل ۴- نتيجه اعمال الگوريتم به تصاوير شبيه‌سازي داراي الگوي جابه‌جايي نشان داده شده در شکل الف-۱

## ۳- نتايج

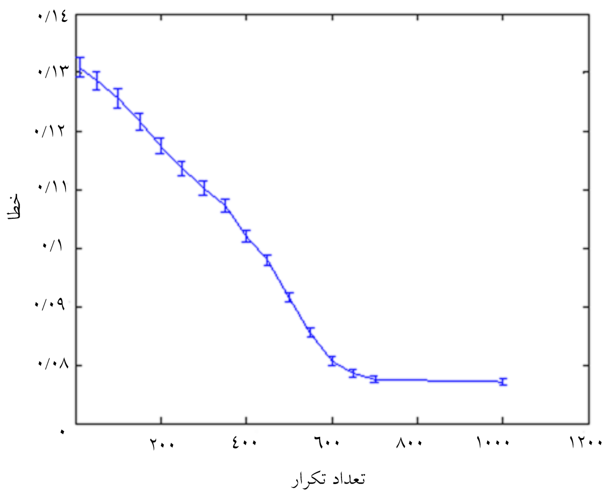
در اين قسمت در ابتدا به نتايج حاصل از بهينه‌سازي الگوريتم با استفاده از تصاوير شبيه‌سازي و معيار خطاي دامنه پرداخته شده و سپس نتايج حاصل از آزمايش‌هاي گرمادهي در حوض آب و گرمادهي موضعي نمايش داده شده است. همان‌گونه که در شکل ۴ آمده است با افزايش جابه‌جايي صحت اندازه‌گيري ابتدا زياد شده و دوباره کم مي‌شود.

### ۳-۱- تنظيم تعداد تکرار و زمان محاسبه

رابطه (۸) به صورت بازگشتي اقدام به محاسبه بردارهاي سرعت مي‌کند و پس از مدتي به سمت مقدار واقعي سرعت همگرا مي‌شود.

از سوي ديگر، افزايش بيش از حد تعداد تکرار، باعث افزايش زمان محاسبات مي‌شود که در اين کار بهينه کردن آن از اهميت زيادي برخوردار است. نمودار شکل ۵، تغييرات خطاي دامنه با افزايش تکرار را نشان مي‌دهد.

با در نظر گرفتن نمودار تغييرات خطاي دامنه، تعداد تکرار ۷۵۰ به عنوان تعداد تکرار بهينه انتخاب شده است. در اين تعداد تکرار براي تصوير با اندازه ۵۱۰×۴۳۰Pix، زمان محاسبه در حدود ۴ s است.




شکل ۵- نمودار تغييرات خطاي دامنه در مقابل افزايش تکرار

[17] Siemens [18] Antares [19] dicom

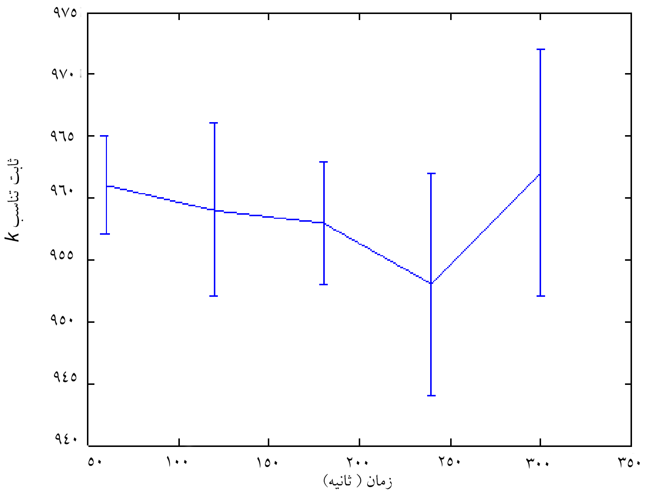
## ۲-۳- گرمادهي در حوض آب

براي اندازه‌گيري ضريب تناسب *'k'* از آزمون گرمادهي در حوض آب استفاده شده است. اين آزمون ظرف آب به صورت يكنواخت گرمادهي مي‌شود با فرض اينكه دما در تمام نقاط به صورت يكنواخت بالا برود، الگوي جابه‌جايي به صورت صفحه‌اي با شيب ثابت خواهد بود. جدول ۱ نشان‌دهنده مقادير مشتق جابه‌جايي در مقابل دماي قرائت شده از ترموكوپل‌ها است. با اندازه‌گيري مقدار متوسط و واريانس در طول زمان براي مقادير مختلف ضريب *'k'* را تعيين مي‌كنيم. شكل ۶ نمودار تغييرات ضريب *'k'* را كه به‌وسيله الگوريتم تخمين زده شده است نشان مي‌دهد. با توجه به جدول ۱ و نمودار شكل ۶، $k = ۹۵۸ \pm ۷$ خواهد بود.

## ۳-۳- گرمادهي موضعي

در آزمون گرمادهي موضعي فانتوم توسط مقاومت الكتريكي، در حالي كه از آن تصوير B-Mode گرفته مي‌شود، گرم شده و دماي ترموكوپل‌ها نيز همزمان اندازه‌گيري مي‌شوند. همان‌گونه كه در شكل ۲ مشاهده شد، وجود مقاومت و ترموكوپل‌ها باعث ايجاد آرتيفكت سايه در ناحيه قرار گرفته در زير خود مي‌شوند.

براي رفع اين مشكل، تصويربرداري اندكي جلوتر از صفحه مقاومت انجام مي‌گيرد. بنابراين براي كاهش خطاي خارج از صفحه، لازم است كه گرمادهي موضعي به صورت ملايم انجام گيرد تا افزايش دماي ايجاد شده به صفحه جلوئي كه در زير مبدل فراصوت قرار گرفته برسد و سبب افزايش سرعت صوت در اين ناحيه و در پي آن جابه‌جايي در تصوير شود. در اين تحقيق گرمادهي موضعي به‌وسيله مقاومت الكتريكي در مدت ۳۰۰s ادامه مي‌يابد و دماي درون فانتوم را تا ۷°*c* بالا مي‌برد.



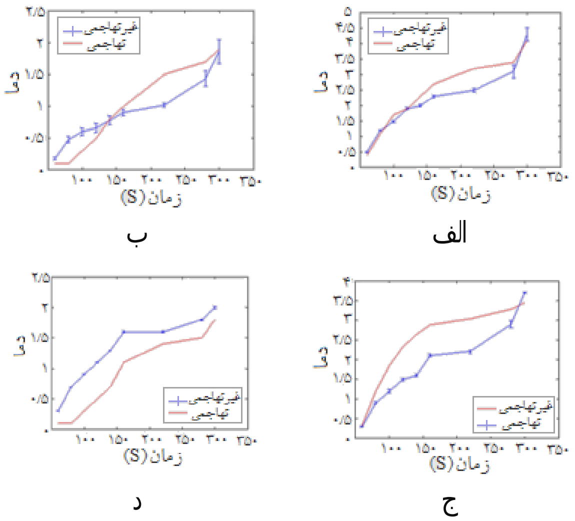

شكل ۶- نمودار ميانگين زماني ضريب 'k'

جدول ۱- تغييرات مشتق جابه‌جايي به‌دست آمده به‌وسيله الگوريتم در مقابل مقادير دماي ترموكوپل‌ها

| زمان (S) / دما (°C) | ۳۶۰ | ۶۰ | ۱۲۰ | ۱۸۰ | ۲۴۰ | ۳۰۰ | ۳۰۰ | |
|---|---|---|---|---|---|---|---|---|
| $T1(°C)$ | ۱۷/۵ | ۴/۸ | ۷/۳ | ۱۱/۶ | ۱۴/۴ | ۱۶/۳ | ۱۶/۳ | |
| $T2(°C)$ | ۱۸ | ۵/۷ | ۸/۴ | ۱۲/۶ | ۱۵ | ۱۷/۳ | ۱۷/۳ | |
| $T3(°C)$ | ۱۹/۳ | ۵/۹ | ۹/۵۷ | ۱۳/۱ | ۱۵/۳۴ | ۱۷/۸ | ۱۷/۸ | |
| $T4(°C)$ | ۱۹/۳ | ۵/۴ | ۹ | ۱۲/۳ | ۱۵/۱ | ۱۶/۷ | ۱۶/۷ | |
| $\partial(\Delta x_1)/\partial x$ | ۰/۰۱۸۱ | ۰/۰۰۵ | ۰/۰۰۷۶ | ۰/۰۱۲ | ۰/۰۱۵ | ۰/۰۱۷ | ۰/۰۱۷ | |
| $\partial(\Delta x_2)/\partial x$ | ۰/۰۱۹۰ | ۰/۰۰۶ | ۰/۰۰۸۸ | ۰/۰۱۳ | ۰/۰۱۶ | ۰/۰۱۸ | ۰/۰۱۸ | |
| $\partial(\Delta x_3)/\partial x$ | ۰/۰۲۰۰ | ۰/۰۰۶ | ۰/۰۱۰ | ۰/۰۱۳ | ۰/۰۱۵۵ | ۰/۰۱۷۳ | ۰/۰۱۷۳ | |
| $\partial(\Delta x_4)/\partial x$ | ۰/۰۱۸۰ | ۰/۰۰۵۷ | ۰/۰۰۹۴ | ۰/۰۱۲۸ | ۰/۰۱۶۱ | ۰/۰۱۹۱ | ۰/۰۱۹۱ | $k_{mean} \pm std$ |
| $k_1$ | ۹۴۸ | ۹۶۰ | ۹۷۰ | ۹۴۴ | ۹۶۲ | ۹۷۱ | ۹۷۱ | ۹۶۵±۴ |
| $k_2$ | ۹۶۵ | ۹۵۶ | ۹۵۴ | ۹۵۳ | ۹۵۷ | ۹۵۴ | ۹۵۴ | ۹۵۳±۵ |
| $k_3$ | ۹۶۵ | ۹۶۷ | ۹۵۷ | ۹۵۵ | ۹۵۳ | ۹۳۲ | ۹۳۲ | ۹۵۴±۱۲ |
| $k_4$ | ۹۷۰ | ۹۶۲ | ۹۵۷ | ۹۶۲ | ۹۷۴ | ۹۶۴ | ۹۶۴ | ۹۶۴±۶ |

براي اندازه‌گيري دقت روش، دماي ترموكوپل‌ها با مقادير تخمين زده شده بەوسيله الگوريتم شارش نوري مقايسه مي‌شوند. با استفاده از تصوير نمايش داده شده در شكل ۲ مي‌توان مختصات مركز ترموكوپل‌ها را تعيين نمود. دماي اندازه‌گيري شده بەوسيله ترموكوپل‌ها داراي عدم قطعيت در همسايگي ۲۰×۲۰ است، به همين علت ميانگين دماي تخمين زده شده بەوسيله الگوريتم در اين همسايگي به عنوان مقدار دماي تخمين زده شده تلقي مي‌شود. در جدول ۲ مختصات مركز ترموكوپل‌ها مشخص شده است. مقادير اندازه‌گيري شده به روش تهاجمي با مقادير بەدست آمده به روش غير تهاجمي در جدول ۳ نشان داده شده است. در شكل ۷ افزايش دماي اندازه‌گيري شده بەوسيله هر يک از دماسنج‌ها در مقايسه با افزايش دماي تخمين زده شده بەوسيله الگوريتم نشان داده شده است. با توجه به اين نمودارها و جدول ۳، مي‌توان دريافت كه خطاي ميانگين اندازه‌گيري $۰/۴°c$ و همچنين مقدار بيشينه خطا $۰/۹°c$ است.

با استفاده از الگوريتم شارش نوري و جابەجايي‌سنجي در دو بعد مشاهده شد كه مدل رياضي سايمون، كه الگوريتم تخمين دما نيز در اين كار بر اساس اين مدل است، كامل نيست زيرا بر اساس اين مدل بر اثر گرم شدن بافت و افزايش سرعت صوت در آن، جابەجايي‌هايي در راستاي محوري بەوجود خواهد آمد و توجيهي درباره جابەجايي‌هاي افقي ارائه نداده است. شكل ۸ نمونەاي از جابەجايي بەدست آمده بەوسيله الگوريتم شارش نوري را نشان مي‌دهد.




شكل ۸- نمودار افزايش دماي اندازه‌گيري شده به روش تهاجمي و غيرتهاجمي. الف) دماسنج Tr1؛ ب) دماسنج Tr2؛ ج) دماسنج Tl1؛ د) دماسنج Tl2

جدول ۲- مختصات قرارگيري مركز ترموكوپل‌ها

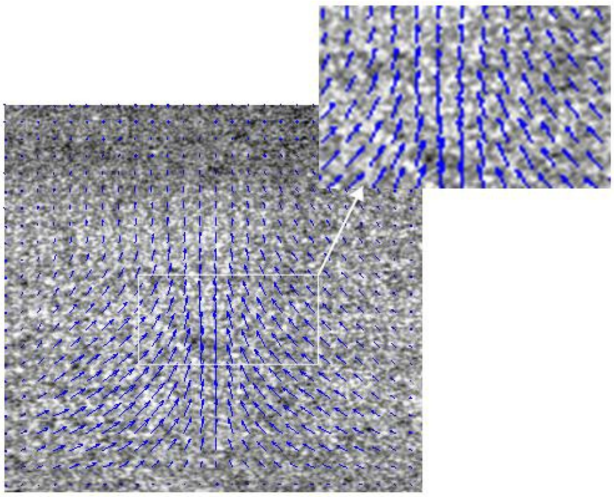
| شماره ترموكوپل | Tr1 | Tr2 | Tr3 | Tl1 | Tl2 | Tl3 |
|---|---|---|---|---|---|---|
| راستاي جانبي | ۲۳۸ | ۲۷۹ | ۳۰۹ | ۱۴۹ | ۱۰۰ | ۶۶ |
| راستاي محوري | ۱۶۵ | ۱۹۴ | ۱۴۷ | ۱۴۷ | ۱۴۲ | ۱۴۲ |

جدول ۳- افزايش دماي اندازه‌گيري شده به روش تهاجمي و غير تهاجمي

| زمان (s) | Tl3 | Tl2 | Tl1 | Tr3 | Tr2 | Tr1 | L3 | L2 | L1 | R3 | R2 | R1 |
|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|
| ۶۰ | ۰/۰ | ۰/۱ | ۰/۴ | ۰/۰ | ۰/۱ | ۰/۴ | ۰/۳± ۰/۰ | ۰/۳± ۰/۰ | ۰/۳± ۰/۰۱ | ۰/۲± ۰/۰۳ | ۰/۳± ۰/۰۲ | ۰/۵± ۰/۰۲ |
| ۸۰ | ۰/۰ | ۰/۱ | ۱/۵ | ۰/۰ | ۰/۱ | ۱/۱ | ۰/۶± ۰/۰۳ | ۰/۷± ۰/۰ | ۰/۹± ۰/۰۳ | ۰/۴± ۰/۰۳ | ۰/۸± ۰/۰۵ | ۱/۲± ۰/۰۲ |
| ۱۰۰ | ۰/۱ | ۰/۳ | ۱/۷ | ۰/۲ | ۰/۳ | ۲/۰ | ۰/۸± ۰/۰۳ | ۰/۹± ۰/۰ | ۱/۲± ۰/۰۴ | ۰/۴± ۰/۰۴ | ۱/۰± ۰/۰۶ | ۱/۵± ۰/۰۳ |
| ۱۲۰ | ۰/۲ | ۰/۵ | ۱/۹ | ۰/۴ | ۰/۵ | ۲/۹ | ۱± ۰/۰۴ | ۱/۱±۰/۰ | ۱/۹± ۰/۰۳ | ۰/۵± ۰/۰۴ | ۱/۱±۰/۰۷ | ۲/۱±۰/۰۳ |
| ۱۴۰ | ۰/۴ | ۰/۷ | ۲/۳ | ۰/۵ | ۰/۸ | ۳/۳ | ۱/۲± ۰/۰۴ | ۱/۳± ۰/۰۱ | ۱/۹± ۰/۰۳ | ۰/۴± ۰/۰۴ | ۱/۳±۰/۰۷ | ۲/۴±۰/۰۴ |
| ۱۶۰ | ۰/۶ | ۱/۱ | ۲/۷ | ۰/۶ | ۱ | ۳/۶ | ۱/۲± ۰/۰۴ | ۳/۸±۰/۰۲ | ۲/۰± ۰/۰۳ | ۰/۴± ۰/۰۴ | ۱/۳±۰/۰۷ | ۲/۹±۰/۰۴ |
| ۲۲۰ | ۰/۶ | ۱/۴ | ۳/۲ | ۰/۸ | ۱/۵ | ۳/۸ | ۱± ۰/۰۵ | ۱/۶± ۰/۰۱ | ۲/۲±۰/۰۴ | ۱± ۰/۰۳ | ۱/۷± ۰/۰۳ | ۳/۴±۰/۰۵ |
| ۲۸۰ | ۰/۷ | ۱/۵ | ۳/۴ | ۰/۸ | ۱/۷ | ۴/۱ | ۱/۱±۰/۰۶ | ۱/۸±۰/۰۱ | ۲/۸±۰/۰۹ | ۰/۷±۰/۰۷ | ۲/۴±۰/۱۲ | ۳/۸±۰/۰۲ |
| ۳۰۰ | ۰/۹ | ۱/۸ | ۴/۱ | ۰/۹ | ۱/۹ | ۴/۳ | ۱/۲±۰/۰۷ | ۲/۰±۰/۰۲ | ۳/۷± ۰/۱۴ | ۰/۹± ۰/۰۷ | ۲/۸±۰/۱۹ | ۴/۳±۰/۲۳ |

## ۴- بحث و نتيجه‌گيري

در اين مقاله با كنارگذاشتن روش‌هاي مبتني بر تطبيق بلوک كه از لحاظ زماني بسيار پرهزينه هستند؛ علاوه بر ارائه روشي جديد، كارا و سريع براي ردیابي برفک، به کاهش زمان محاسبات كمک زيادي شده است. به اين ترتيب كه براي يک تصوير با اندازه $510\times430 pix$ زمان محاسبه دما با استفاده از روش تطبيق بلوک ۳۰۰s بوده‌است و حال آنكه براي شرايط مشابه از نظر اندازه تصوير و پردازشگر مورد استفاده، اين زمان به ۴/۳s كاهش يافته‌است. نكته شايان ذكر ديگر اينست كه روش استفاده شده در اين كار جزء ساده‌ترين روش‌هاي جابه‌جايي‌سنجي شار نوريست و به تكرار[20] بسيار زيادي براي محاسبه جابه‌جايي نياز دارد. در صورتي‌كه بتوان از روش‌هاي جديدتر شارش نوري كه نيازمند تكرار كمتريست براي محاسبه بردارهاي سرعت استفاده كرد، مي‌توان زمان محاسبات را تا كسري از ثانيه نيز بهبود بخشيد. از ديگر مزيت‌هاي اين روش نسبت به روش‌هاي انطباق بلوک، امكان تخمين جابه‌جايي جزء پيكسل همچنين ردیابي دوبعدي برفک است. همان‌گونه كه در شكل ۹ مشاهده مي‌شود، حركات افقي به‌وجود آمده در اثر گرم شدن تصوير، با مدل سايمون قابل توجيه نيستند. اين حركات به علت كانوني شدن امواج فراصوت در مبدل‌هاي آن رخ مي‌دهند.



شكل ۹- نتيجه اعمال الگوريتم شارش نوري

براي حفظ تفكيک‌پذيري جانبي، اين مبدل‌ها، امواج فراصوت را به صورت همگرا ارسال مي‌كنند به همين علت در صورت بروز تغيير سرعت، جابه‌جايي‌هاي مجازي پديدآمده نيز در همين راستا خواهند بود. همچنين الگوريتم هورن شانک نيز نقاط ضعفي نيز دارد كه از آن جمله مي‌توان به حساسيت زياد آن به اغتشاش اشاره نمود.

## مراجع


[1] Conway J., Electrical impedance tomography for thermal monitoring of hyperthermia treatment: an assessment using in vitro and in vivo measurements. Clin. Physiol Meas, 1987; 8: 141-146.

[2] Sanghvi N. T., Foster R. S., Bihrle R., Casey R., Uchida T., Phillips M. H., Syrus J., Zaitsev A. V. Marich, K. W., Fry F. J., Noninvasive Surgery of Prostate Tissue by High Intensity Focused Ultrasound. European Journal of Ultrasound, 1999; 19-29.

[3] Kahn T., Harth T., Kiwit J. C., In vivo MRI thermometry using a phase-sensitive sequence: Preliminary experience during MRI-guided Laser-induced interstitial thermotherapy of brain tumors. J Magn Reson Imaging, 1998; 8: 160-164.

[4] Ueno S., Hashimoto M., Fukukita M., Ultrasound Thermometry in Hyperthermia. IEEE Ultrasonics Symposium 1990; 1645-1652.

[5] Straube W. L., Arthur L., Theoretical Estimation of the Temperature Dependence of Backscattered Ultrasonic Power for Noninvasive Thermometry. Ultrasound in Med & Biol, 1998; 20: 915-922.

[6] Simon C., VanBaren P., Ebbini E., Two-Dimensional Temperature Estimation Using Diagnostic Ultrasound. IEEE Transactions on Ultrasonic Ferroelectrics and Frequency Control, 1998; 4: 45

[7] Abolhassani M., Noruzy A., Takavar A., Noninvasive Temperature Estimation Using Sonographic Digital Images. J Ultrasound in Med, 2007; 26:215-222.

[8] Wear K. A., Wanger R. F., Insana M. F., Hall T. J., Application of autoregressive spectral analysis to cepstral estimation of mean scatterer spacing. IEEE Trans Ultrason Ferroelec Freq Contr, 1993; 40:150-158.

[9] Simon C., VanBaren P., Ebbini E., Two-Dimensional Temperature Estimation Using Diagnostic Ultrasound. IEEE transactions on ultrasonics, ferroelectrics, and frequency control, 1998; 4:45 july.

[10] Wear S. A., Wanger R. F., Insana M. F., Application of autoregressive spectral analysis to cepstral estimation of mean scatterer spacing, IEEE Trans. Ultrason. , Ferroelec Freq Contr, 1993; 40: 150-58.

[11] Sahba N., Tavakoli V., Ahmadian A., Abolhassani M., Fotouhi M., Adaptive Multi-resolution Myocardial Motion Analysis of B-Mode Echocardiography Images using Combined Local/Global Optical Flow., iCBBE Shanghai China 2008.

[12] Khojasteh D., Generalized Jacobi and Gauss-Seidel Methods for Solving Linear System of Equations. Numer Math J Chinese Univ, 2007; 16: 164-170.

[13] Harrell M., Herod J., www.math.gatech.edu/~harrell /pde/ch20wr-.html. (2008-04-16).


[20] Iteration