

پایش دما بوسیله تصاویر دیجیتال فراصوت

## پایش غیرتهاجمی دما به وسیله تصاویر دیجیتال فرا صوت

احمد نوروزی<sup>۱\*</sup>، محمد جواد ابوالحسنی<sup>۲</sup>، عباس تکاور<sup>۳</sup>، محمد علی عقابیان<sup>۴</sup>، حسین قناعتی<sup>۴</sup>

- ۱- دانش آموخته کارشناسی ارشد فیزیک پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی تهران
  - ۲- دانشیار گروه فیزیک و مهندسی پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی تهران و مرکز تحقیقات علوم و تکنولوژی در پزشکی تهران
  - ۳- استاد گروه فیزیک و مهندسی پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی تهران
  - ۴- دانشیار گروه رادیولوژی، دانشکده پزشکی و مرکز تصویربرداری پزشکی، بیمارستان امام خمینی، دانشگاه علوم پزشکی تهران
- تاریخ دریافت نسخه اصلاح شده: ۸۴/۷/۴ تاریخ پذیرش مقاله: ۸۴/۱۱/۸

### چکیده

**مقدمه:** هدف اصلی از انجام این پژوهش پایش تغییرات دما با استفاده از تصاویر فراصوت است. اساس این روش بر پایه وابستگی سرعت صوت به دماست. تغییر سرعت صوت با دما موجب جابجایی ظاهری ذرات پراکنده ساز و انبساط حرارتی موجب جابجایی فیزیکی ذرات می شود. بنابراین تغییر دمای فانتوم موجب جابجایی نقش های برفک در تصاویر می شود. روش ردیابی برفک (Speckle Tracking) کاربردهای فراوانی در فراصوت تشخیصی یافته است. این روش با موفقیت در سنجش کشسانی بافت، سرعت سنجی جریان خون، و تحلیل حرکت های درون بدن به کار رفته است.

**مواد و روشها:** آزمایش ها بر روی فانتوم TM با ژلاتین آگار و پودر گرافیت انجام شد. یک مقاومت برای گرم کردن فانتوم در مرکز آن کاشته شد. از میدل خطی ۱۰ MHz برای تصویربرداری در هنگام گرم کردن استفاده شد. اندازه گیری میزان این جابجایی ها مقدار تغییر دما را مشخص می نماید. روش ردیابی برفک برای اندازه گیری جابجایی ها به کار برده شد. برای سنجش میزان دقت، دماهای محاسبه شده با این روش با دماهای ثبت شده توسط ترمیستور NTC مقایسه شد.

**نتایج:** توافق خوبی بین دماهای اندازه گیری شده با ترمیستور و روش فراصوت وجود داشت. به طور متوسط اختلاف دمای بین دو روش  $0.25^{\circ}\text{C}$  بود. و بیشینه این اختلاف دما  $0.53^{\circ}\text{C}$  بود.

**بحث و نتیجه گیری:** توانایی روش ردیابی برفک در استخراج جابجایی از تصاویر دیجیتال به تایید رسید. با استفاده از نتایج بدست آمده الگوریتم به کار رفته می تواند با دقت بهتر از  $0.5^{\circ}\text{C}$  تغییرات دما را اندازه گیری نماید. (مجله فیزیک پزشکی ایران، دوره ۲، شماره ۸، پاییز ۸۴: ۶۷-۷۲)

**واژگان کلیدی:** پایش دما، فراصوت، ردیابی برفک، سرعت صوت

### ۱- مقدمه

است. یکی از کاربردهای آن که در دو دهه اخیر مورد توجه فراوان قرار گرفته است، پایش دما در گرمادرمانی است. عامل اساسی در دماسنجی فراصوتی، وابستگی سرعت صوت به دماست. این وابستگی از دهه ۱۹۶۰ کشف شده بود، اما استفاده از آن به عنوان شاخصی برای دماسنجی تا دهه ۸۰ میلادی که پیشرفت های فن آوری لازم حاصل شد به تعویق افتاد [۱].

امروزه فراصوت به ابزاری قابل اعتماد، در دسترس و با کاربری آسان در زمینه های تشخیصی و درمانی تبدیل شده است. گسترش و تنوع کاربردهای فراصوت فراتر از مرزهای تصور

\* نویسنده مسؤول: احمد نوروزی

آدرس: گروه فیزیک و مهندسی پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی تهران  
a.norouzy@gmail.com

تلفن: ۸۸۹۷۳۶۵۳ - (۰۲۱) ۹۸

صوت بر طبق پیش فرض ثابت در نظر گرفته می شود. بنابراین هرگونه تغییر سرعت صوت به عنوان جابجایی  $\Delta d = c_0 \delta t$  تفسیر می شود. پس رابطه بین تغییر دما و جابجایی به صورت زیر بیان می شود:

$$\Delta T(x) = \frac{1}{\alpha(x) - \beta(x)} \frac{\partial}{\partial x} (\Delta d) \quad (2)$$

### ۱-۱- عوامل تاثیرگذار بر دقت روش

مهمترین عواملی که در دقت روش نقش دارند عبارتند از: اندازه کرنل، ویژگی های بافت، بسامد تصویربرداری و نوع خروجی دستگاه (نوع داده).

در روش ردیابی برفک هر چه اندازه کرنل بزرگتر باشد، نقشهای برفک یکتا تر خواهند بود. در نتیجه احتمال اشتباه در یافتن بیشینه ضریب همبستگی کاهش می یابد. اما چنانچه در ناحیه تصویر برداری اختلاف دما وجود داشته باشد، قانون بالا دیگر برقرار نیست. زیرا اختلاف دما موجب تغییر غیر یکنواخت سرعت صوت می شود که نتیجه آن آشفتگی در نقش های برفک است. هر چه اندازه کرنل بزرگتر باشد، در برگیرنده گرادیان دمایی بزرگتری است. در نتیجه آشفتگی بیشتر می شود و احتمال اشتباه در یافتن بیشینه ها افزایش می یابد. برای کاهش خطا باید اندازه کرنل بهینه گردد.

ویژگی های بافت به دو گونه بر دقت اندازه گیری دما اثر می گذارند ضریب تناسب  $k$  و جابجایی به طور معکوس با هم متناسبند پس برای دو بافت به ازای تغییر دمای یکسان، بافتی که ثابت بزرگتری دارد، جابجایی کوچکتری دارد. این موجب افزایش عدم قطعیت در یافتن بیشینه ها می شود. برای مثال  $k_{Liver} = 2/5 k_{Breast}$  پس به ازای یک تغییر دمای یکسان جابجایی در بافت پستان  $2/5$  برابر جابجایی در بافت کبد است.

علاوه بر وابستگی سرعت صوت به دما [۲] از وابستگی دمایی عوامل دیگری نظیر بسامد تضعیف [۳] و توان پراکندگی [۱] نیز برای دماسنجی فراصوتی استفاده شده است. توان بازتابی از پراکنده سازها در بافت با تغییر دما تغییر می کند، بنابر این با اندازه گیری تغییرات توان بازتابی از بافت می تواند اطلاعات مفیدی از تغییرات دما به دست آورد. ضریب تضعیف نیز وابستگی دمایی دارد. چنانچه این شاخصه با دقت کافی قبل و بعد از گرم کردن، اندازه گیری شود، می تواند معیاری مناسب برای اندازه گیری تغییرات دما در بافت باشد. در این پژوهش وابستگی سرعت صوت به دما و انبساط حرارتی برای دماسنجی در نظر گرفته شده اند.

تغییر دما در بافت یا محیط، موجب تغییر سرعت صوت و تغییر فاصله ذره های پراکنده ساز می شود. تغییر سرعت صوت موجب جابجایی ظاهری و انبساط، موجب جابجایی فیزیکی ذرات می شود. به کمک روش ردیابی برفک می توان برآیند این دو جابجایی را از تصاویر استخراج نمود. سپس می توان تغییر دما را با استفاده از میزان جابجایی ها بدست آورد. رابطه بین تغییر دمای داخلی بافت  $\Delta T(x)$  در عمق  $x$  و تاخیر زمانی  $\delta t$  در رسیدن اکوهای فراصوت به مبدل را می توان بدست آوردند: [۴]

$$\delta T(x) = c_0 \frac{1}{\alpha(x) - \beta(x)} \cdot \frac{\partial}{\partial x} (\delta t(x)) \quad (1)$$

در این رابطه  $c_0$  سرعت اولیه صوت،  $\alpha$  ضریب انبساط حرارتی بافت و  $\beta$  ثابتی است که تغییرات سرعت صوت و دما را به هم مربوط می کند.  $\frac{1}{\alpha - \beta}$  که با  $k$  نمایش داده می شود، ثابت بافت نامیده می شود و به صورت تجربی اندازه گیری می شود. تاخیر زمانی  $\delta t$  در دریافت اکوها، ناشی از تغییر سرعت صوت در بافت و انبساط است. در الگوریتم بازسازی تصویر، سرعت

پایش دما بوسیله تصاویر دیجیتال فراصوت

فراصوت، امواج ریزموج و یاسایر ابزاری باشد که در گرمادرمانی به کار می روند. هفت ترمیستور در اطراف مقاومت با فاصله های متفاوت کاشته شدند. پیش از گرم کردن، یک تصویر به عنوان تصویر مرجع گرفته شد. در مدت زمان گرم کردن از دمای اتاق  $25/7^{\circ}\text{C}$  تا  $43^{\circ}\text{C}$  در فاصله های زمانی ۳۰ ثانیه، تصویربرداری تکرار شد.

## ۲-۱- روش ردیابی برفک

رابطه ۳، تابع بهنجار شده Cross-correlation است که در ردیابی برفک به کار برده شد [۷]. در این روش ناحیه کوچکی از تصویر اول (مرجع) به عنوان کرنل<sup>۳</sup> انتخاب می شود. در تصویر بعدی ناحیه ای به عنوان ناحیه جستجو<sup>۴</sup> انتخاب می شود. ماتریس کرنل ناحیه جستجو را جاروب می نماید. در قسمتی که بهترین توافق بین کرنل و ناحیه جستجو برقرار باشد ضریب همبستگی  $C(m,n)$  بیشینه می گردد.

$$C(m,n) = \frac{\sum_i \sum_j ((SP_1(i,j) - \overline{SP_1}) \times [SP_2(i-m, j-n) - \overline{SP_2}])}{\sqrt{\sum_i \sum_j (SP_1(i,j) - \overline{SP_1})^2 \times \sum_i \sum_j (SP_2(i,j) - \overline{SP_2})^2}} \quad (3)$$

مکان بیشینه تعیین کننده بردار جابجایی برای آن کرنل خاص است. وقتی این عمل برای تعداد زیادی کرنل بر روی تصویر انجام شود ماتریس جابجایی بدست می آید. برای افزایش سرعت محاسبه می توان اندازه ناحیه جستجو را تا حد امکان کاهش داد و با استفاده از تبدیل فوریه (FFT) محاسبات را در فضای فرکانس انجام داد. اندازه کرنل یکی از عواملی است که بر قدرت تفکیک مکانی اثر می گذارد.

و به همین میزان عدم قطعیت در تخمین تغییرات دمای کبد بیشتر است.

عامل مؤثر دیگر ساختار بافت است. هر چه بافت ناهمگن تر باشد نقش های برفک آن یکتاترند. برای مثال دماسنجی در بافت ناهمگن ماهیچه بسیار دقیق تر از دماسنجی در بافت تقریباً همگن کبد است.

به طور کلی کوچکترین حجم قابل نمونه برداری وابسته به بسامد مبدل است. با افزایش بسامد، تفکیک پذیری محوری کوچکتر می شود. بنابراین امکان نمونه برداری از حجم های کوچکتر فراهم می شود. پس با افزایش فرکانس مبدل، جابجایی های کوچکتری قابل آشکارسازی هستند.

عامل مؤثر دیگر، نوع داده های به کار رفته در دماسنجی است. به طور کلی داده ها بر دو نوعند: داده خام<sup>۱</sup> و تصویر<sup>۲</sup>.

آزمایش های اولیه که بر روی فانتوم اسفنجی انجام شده بود، نشان دادند که استفاده از داده های خام نتیجه بهتری دارد [۵]. اما آزمایش های بعدی خلاف این را نشان دادند که علت آن ممکن است متناوب بودن داده های خام باشد که منجر به افزایش احتمال اشتباه در یافتن بیشینه ها می گردد [۶].

## ۲- مواد و روشها

برای انجام آزمایش ها فانتوم TM با ژلاتین آگار و پودر گرافیت به عنوان پراکنده ساز ساخته شد، یک مقاومت برای گرم کردن در مرکز فانتوم قرار داده شد (این نوع گرم کردن تقریباً می تواند شبیه گرم کردن با لیزر، امواج پر شدت

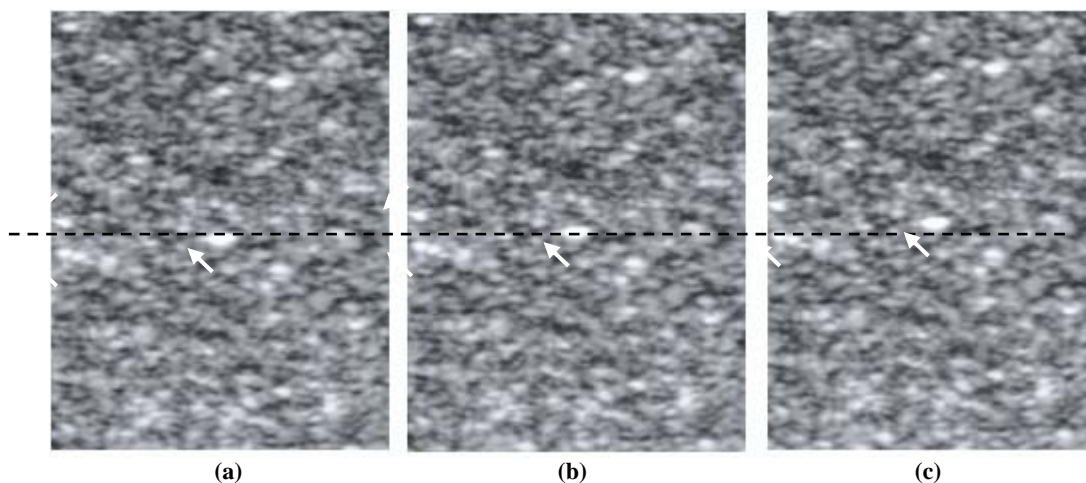
3- kernel  
4- search region

1- RF signal  
2- Envelope-Detected signal

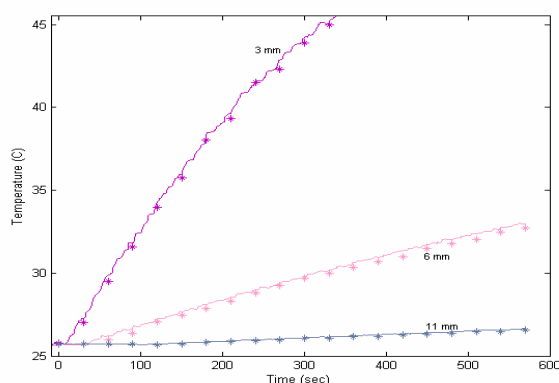
### ۳- نتایج

مشخص است. برای اندازه گیری کمی جابجایی از تابع بهنجار شده Cross-correlation استفاده شد. تغییرات دما با مشتق گیری از داده های جابجایی بر طبق رابطه (۲) به دست آمد.

تصاویر B-mode از فانتوم در هنگام گرم کردن در شکل (۱) نشان داده شده اند جابجایی نقش های برفک با چشم قابل مشاهده اند. برای مثال سه نقش برفک با پیکان مشخص شده اند. جابجایی سایر نقش ها نیز نسبت به خط مرجع



شکل ۱- تصاویر B-mode از فانتوم، (a) تصویر مرجع، (b) ۲۰ ثانیه پس از گرم کردن، (c) ۴۰ ثانیه پس از گرم کردن. خط چین جهت مقایسه رسم شده است.



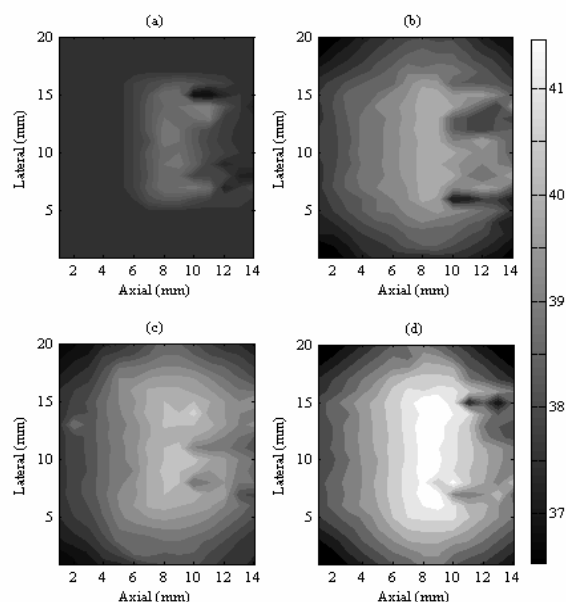
شکل ۲- تغییرات دما بر حسب زمان برای سه ترمیستور در فاصله های ۳ و ۶ و ۱۱ میلی متر از مقاومت. خط پیوسته دماهای ثبت شده ترمیستور و (\*) دماهای روش غیر تهاجمی است.

برای نقاطی که ترمیستورها قرار داشتند دماهای محاسبه شده با دمای ثبت شده توسط ترمیستورها مقایسه شد. این مقایسه در شکل (۲) نمایش داده شده است. در این شکل خط پیوسته نشان دهنده دماهای ثبت شده توسط ترمیستور و (\*) نشان دهنده دماهای محاسبه شده به روش غیرتهاجمی است. دماها برای سه ترمیستور در فاصله های ۳، ۶ و ۱۱ میلی متر از مقاومت نشان داده شده است. همانطور که شکل گویاست توافق خوبی بین دو روش برقرار است. به طور متوسط اختلاف دمای بین دو روش  $0.25^{\circ}\text{C}$  بود و بیشینه این اختلاف دما  $0.53^{\circ}\text{C}$  بود.

در محاسبه دما می شود. علت این حساسیت ذاتی، اساس الگوریتم ردیابی برفک است که بر یافتن جابجایی استوار است. برای رفع این مشکل الگوریتم های جبران کننده حرکت بیمار استفاده شده اند [۴]. ایراد دیگر این الگوریتم زمان بالای محاسبات است. برای کاهش زمان محاسبات از دو تکنیک استفاده شد. اول محاسبه ها با استفاده از تبدیل فوریه در فضای فرکانس انجام شد. دوم محدود کردن ناحیه جستجو در کراس کرولیشن، که حجم محاسبات را به مقدار قابل ملاحظه ای کاهش داد.

اندازه گیری غیرتهاجمی دما بر روی فانتوم با دقت  $0.25^{\circ}\text{C}$  قبلا انجام شده است. اما در آزمایش های *in-vivo* به دقتی بهتر از  $1^{\circ}\text{C}$  دست نیافته است [۴]. بر اساس آزمایش هایی که انجام داده ایم می توان نتیجه گرفت که الگوریتم به کار برده شده می تواند با دقت بهتر از  $0.5^{\circ}\text{C}$  تغییرات دما را پایش نماید. در این زمینه نیاز است که آزمایش های بیشتری بر روی انواع بافت انجام شود. همچنین برای یافتن جابجایی به کارگیری روشهای دیگری نظیر تحلیل الگو<sup>۱</sup> به جای روش ردیابی برفک برای افزایش دقت و کاهش زمان محاسبه نیاز به پژوهش دارد.

جابجایی ها برای هر نقطه از تصویر محاسبه شد و با استفاده از رابطه (۲) نقشه حرارتی فانتوم بدست آمد شکل (۳). این شکل توزیع حرارتی در اطراف مقاومت در زمان های ۳۰، ۱۵۰، ۳۰۰ و ۴۲۰ ثانیه پس از آغاز گرم کردن را نشان می دهد. گرم کردن از دمای اتاق  $25/7^{\circ}\text{C}$  شروع می شود در (2a) بیشینه دما مربوط به مرکز مقاومت  $27/1^{\circ}\text{C}$  است در (2b) پس از ۱۵۰ ثانیه دمای بیشینه به  $31/2^{\circ}\text{C}$ ، در (2c) به  $37^{\circ}\text{C}$  و در (2d) به  $42/2^{\circ}\text{C}$  رسیده است.



شکل ۳- نقشه توزیع حرارت در فانتوم. (a) ۳۰ ثانیه، (b) ۱۵۰ ثانیه، (c) ۳۰۰ ثانیه و (d) ۴۲۰ ثانیه پس از آغاز گرم کردن.

#### ۴- بحث

در این پژوهش نشان داده شد که روش ردیابی برفک روشی توانمند در استخراج جابجایی از تصاویر است. مشکل اساسی این روش حساسیت آن به حرکت است. در استفاده های بالینی، حرکت های بیمار مثل تنفس موجب آرتیفکت جابجایی و خطا

1. Straube WL, Arthur R. Theoretical Estimation of the Temperature Dependence of Backscattered Ultrasonic Power for Noninvasive Thermometry. *Ultrasound in Med & Biol.* 1994; 20: 915-22.
2. Pernot M, Tanter M, Bercoff J, Waters KR, Fink M. Temperature Estimation Ultrasonic Spatial Compound imaging. *IEEE Trans Ultrason Ferroelect Freq Contr.* 2004; 51: 606-15.
3. Moreno R, Damianou C, Sanghvi N. Noninvasive Temperature Estimation in Tissue via Ultrasound echo-shift: Part II. In-vitro study *J Acoust Soc Amer.* 1996; 100: 2522-30.
4. Simon C, VanBaren P, Ebbini ES. Tow-Dimensional Temperature Estimation Using Diagnostic Ultrasound. *IEEE Trans Ultrason Ferroelect Freq Contr.* 1998; 45: 1088-99.
5. Hein IA, O'Brien WD. Current Time-Domain Method for Assessing Tissue Motion by Analysis from Reflected Ultrasound Echoes – A Review. *IEEE Trans On Ultrason Ferro Freq Cont.* 1993;40: 84-102.
6. Bohs LN, Geiman BJ, Anderson ME, Gebhart SC, Trahey GE. Speckle Tracking for multi-dimensional flow estimaton. *Ultrasonics.* 2000; 38: 369-75.
7. Lin BA, Einav S, Garib M. Digital Ultrasound Speckle Image Velocimetry for Quantitative Cardiovascular Flow Visualization. *Summer Bioengineering Conference* 2003; 163-64.