



Fast and Precise Estimation of Displacement and Strain Fields in Elastography Imaging Technique

ARTICLE INFO

Article Type

Original Research

Authors

Dastjerdi M.M.¹ PhD,

Fallah A.*¹ PhD,

Rashidi S.² PhD

How to cite this article

Dastjerdi M.M., Fallah A, Rashidi S. Fast and Precise Estimation of Displacement and Strain Fields in Elastography Imaging Technique. Modares Mechanical Engineering, 2019;19(2):303-315.

¹Bioelectric Department, Biomedical Engineering Faculty, Amirkabir University of Technology (AUT), Tehran, Iran

²Medical Sciences & Technologies Faculty, Science & Research Branch, Islamic Azad University, Tehran, Iran

*Correspondence

Address: Biomedical Engineering Faculty, Amirkabir University of Technology (AUT), Tehran, Iran.
Phone: +98 (21) 64542365
Fax: +98 (21) 66468186
afallah@aut.ac.ir

Article History

Received: April 03, 2018

Accepted: May 18, 2018

ePublished: February 01, 2019

ABSTRACT

Mechanical variables and properties of soft tissues, such as strain and Young's modulus, are estimated by dint of novel methods known as Elastography, for instance, with the aim of improving medical diagnoses, especially the noninvasive detection and classification of tumors. In elastography approach, local mechanical properties of tissues are estimated from their responses to static or dynamic excitations, which are being recorded using conventional medical imaging machines. In the most elastography techniques, for example, strain (static) elastography, displacement fields are generally extracted from the recorded data such as ultrasound images and signals. The profits of cross correlation algorithm, for instance, high precision, accuracy, and resolution, have made it the most prevalent method for estimating strain field in the tissue from the recorded ultrasound signals and images. The benefits of cross correlation method outweigh its defect in the fast computation of displacement and strain field. In this paper, some strategies, specifically the guided search, have been manipulated to improve the speed of algorithm, without decreasing its accuracy. In order to evaluate the proposed stratagem, the ultrasound signals, which had been captured while a cancerous liver was compressing, have been utilized. The average differences between the axial displacement and strain fields estimated by applying the enhanced cross correlation method (calculated in less than 30s) and the analytic minimization technique have been computed 0.22sample and 0.21×10^{-2} . Minor disparities between the two sets of displacement and strain field estimated utilizing the aforementioned techniques validate the accuracy of results of the enhanced cross correlation method.

Keywords Elastography; Strain Estimation; Displacement Estimation; Cross Correlation; Ultrasound Images

CITATION LINKS

[1] Selected ... [2] Bioengineering ... [3] Methods for ... [4] A coupled ... [5] WFUMB ... [6] Global ... [7] A real time ... [8] Two-dimensional ... [9] Diagnostic ... [10] In vivo... [11] Non-invasive ... [12] An adaptive ... [13] Thermal strain ... [14] Phase-aberration ... [15] Adaptive ... [16] Discrimination ... [17] Ultrafast ... [18] PAn active ... [19] Elastography ... [20] Elastography: Ultrasonic ... [21] In vivo ... [22] "Sonoelasticity" ... [23] Tissue ... [24] Real-time ... [25] Identifying ... [26] Shearwave ... [27] In vivo breast ... [28] Viscoelastic ... [29] Supersonic ... [30] Characterization ... [31] Strain rate ... [32] Theoretical ... [33] A method ... [34] Probing ... [35] On the feasibility ... [36] Viscoelastic ... [37] Viscoelastic ... [38] Algebraic ... [39] Magnetic ... [40] Magnetic ... [41] Optical ... [42] Optical elastography ... [43] Elastography: Elasticity ... [44] Breast tumor ... [45] Scatter-based ... [46] Direct methods ... [47] Shear wave ... [48] The feasibility ... [49] Tissue elasticity ... [50] A variational ... [51] Elastography: Imaging ... [52] Imaging ... [53] Coherent ... [54] Power ... [55] Measurement ... [56] Multiresolution ... [57] Spectral ... [58] Direct strain ... [59] Elastography: Imaging ... [60] Strain imaging ... [61] A time-efficient ... [62] Performance ... [63] Elastographic ... [64] A least-squares ... [65] An adaptive ... [66] A theoretical ... [67] An analysis ... [68] Trade-offs between ... [69] New real-time ... [70] Real time tissue ... [71] Real-time strain ... [72] In vitro ... [73] Experimental velocity ... [74] A new elastographic ... [75] Improvement of elastographic ... [76] A comparison ... [77] A fast normalized ... [78] Methods for estimation ... [79] Tradeoffs in elastographic ... [80] Enhancement of echo-signal ... [81] Tissue elasticity ... [82] Axial resolution ... [83] A fundamental limit ... [84] Ultrasound imaging ... [85] Ablation monitoring ... [86] Application of digital ... [87] 3D ultrasound ... [88] Physics for medical ... [89] Ultrasound elastography ... [90] The use of 2D ultrasound ... [91] Comparison of cardiac ... [92] Performance evaluation ... [93] Motion estimation ... [94] Comparison of shift ... [95] Ultrasound elastography ... [96] Real-time regularized...

تخمین دقیق و سریع میدان‌های جابه‌جایی و کرنش در روش تصویربرداری الاستوگرافی

مریم مهدی زاده دستجردی PhD

گروه بیوالکترونیک، دانشکده مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی امیرکبیر، تهران، ایران

علی فلاح* PhD

گروه بیوالکترونیک، دانشکده مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی امیرکبیر، تهران، ایران

سعید رشیدی PhD

دانشکده علوم و فناوری‌های پزشکی، واحد علوم و تحقیقات، دانشگاه آزاد اسلامی، تهران، ایران

چکیده

متغیرها و ویژگی‌های مکانیکی بافت‌های زیستی نرم، مانند کرنش و مدول یانگ، برای نمونه با هدف بهبود تشخیص‌های بالینی و به‌ویژه تشخیص و تفکیک غیرتهاجمی تومورها با استفاده از روش جدید "الاستوگرافی" تخمین زده می‌شوند. تخمین ویژگی‌های مکانیکی موضعی بافت‌ها در روش‌های الاستوگرافی از روی تصاویر یا سایر داده‌های ثبت شده از پاسخ آنها به تحریکات استاتیکی یا دینامیک اعمالی با استفاده از تجهیزات تصویربرداری بالینی متداول، مانند تصاویر و سیگنال‌های ثبت شده با استفاده از دستگاه تصویربرداری التراسوند صورت می‌گیرد. در اکثر روش‌های الاستوگرافی مانند الاستوگرافی کرنش (استاتیکی) ابتدا میدان جابه‌جایی ایجاد شده در بافت در نتیجه اعمال تحریک تعیین می‌شود. در این مقاله روش همبستگی متقابل بهبودیافته‌ای که از جست‌وجوی هدایت شده بهره می‌برد و امکان تخمین دقیق و سریع میدان‌های جابه‌جایی و کرنش را فراهم می‌آورد، معرفی می‌شود. مزایا و قابلیت‌های روش تخمین کرنش مبتنی بر روش همبستگی متقابل، مانند دقت، صحت و رزولوشن بالا، در مقایسه با محدودیت حجم زیاد محاسبات، این روش را متداول‌ترین روش تخمین کرنش در الاستوگرافی با التراسوند ساخته است. به منظور ارزیابی روش پیشنهادی از داده‌های ثبت شده با استفاده از دستگاه تصویربرداری التراسوند هنگام متراکم نمودن کبد بیمار با سرطان کبد استفاده شده است. میانگین اختلاف نتایج تخمین میدان‌های جابه‌جایی و کرنش محوری با استفاده از روش همبستگی متقابل پیشنهادی (در زمانی کمتر از ۳۰ ثانیه) و روش کمینه‌سازی تحلیلی به ترتیب ۰/۲۲- نمونه و ۰/۲۱×۱۰^{-۲} محاسبه شده است. اختلاف کم نتایج به‌دست‌آمده تاییدکننده صحت نتایج تخمین میدان‌های جابه‌جایی و کرنش محوری با استفاده از روش پیشنهادی است.

کلیدواژه‌ها: الاستوگرافی، تخمین کرنش، تخمین جابه‌جایی، همبستگی متقابل، تصاویر التراسوند

تاریخ دریافت: ۹۷/۱/۱۲

تاریخ پذیرش: ۹۷/۰۲/۲۸

*نویسنده مسئول: afallah@aut.ac.ir

۱- مقدمه

خواص مکانیکی ویژگی‌هایی از بافت هستند که تغییر شکل آن را تحت نیروهای ثابت یا متغیر توصیف می‌کنند. چگالی، سفتی، چسبندگی و تراکم‌پذیری مثال‌هایی از خواص مکانیکی بافت هستند. ویژگی‌های مکانیکی بافت نرم مانند سفتی آن تحت تاثیر بدخیمی‌ها و حالات غیرطبیعی در بافت، برای نمونه در نتیجه تراوش مایعات از سیستم عروقی به فضای خارج و داخل سلولی یا در نتیجه فقدان سیستم‌های لنفاوی^[1] تغییر می‌نمایند. در نتیجه برخی از تومورها و کیست‌های ایجاد شده در بافت نرم می‌توانند بر مبنای میزان سفتی نسبی آنها برای مثال با استفاده از روش معاینه با دست تشخیص داده شوند. روش معاینه با دست با هدف تشخیص زودهنگام سرطان‌هایی مانند سرطان سینه، پروستات، تیروئید، کبد و رکتال صورت می‌گیرد^[2]. تشخیص زودهنگام بیماری‌هایی مانند سرطان، درمان آنها و کاهش مرگ ناشی از آنها را ممکن می‌سازد. در صورتی که بتوان از یک یا چند نمونه از این ویژگی‌های مکانیکی به‌گونه‌ای تصویر تهیه نمود که تغییر در خواص نمایش داده شده، کانترست (تباين) کافی را در تصویر جهت

نمایش کالبد یا آسیب در بدن ایجاد نماید، از نقطه‌نظر کاربری بالینی بسیار مفید و کارآمد خواهد بود.

مبنای هر روش تصویربرداری بالینی اندازه‌گیری خاصیتی از بافت است که متناسب با ساختار بافت تغییر می‌کند. تصاویر بالینی از نمایش این ویژگی‌ها که در موقعیت‌های مختلف در بدن اندازه‌گیری شده‌اند، شکل می‌گیرند. این تصاویر نمایش‌دهنده کالبد یا آسیب بدن هستند. در هر یک از روش‌های تصویربرداری بالینی رایج مانند روش‌های تصویربرداری توموگرافی کامپیوتری، اشعه ایکس، التراسوند (فراصوت) و تشدید مغناطیسی، خواص متفاوتی از بافت اندازه‌گیری می‌شوند. با وجود اثبات این مساله که تصاویری که ویژگی‌های مکانیکی بافت نرم را به تصویر می‌کشند، کاربردهای بالینی بسیار کارآمد و گسترده‌ای دارند، هیچ یک از خواص بافت که با استفاده از روش‌های تصویربرداری بالینی رایج اندازه‌گیری می‌شوند، به‌طور مستقیم یا غیرمستقیم ویژگی‌های مکانیکی بافت را توصیف نمی‌کنند^[3].

واژه الاستوگرافی بر مجموعه‌ای از روش‌های غیرتهاجمی دلالت دارد که با استفاده از آنها پارامترها یا تصاویر مرتبط با ویژگی‌های مکانیکی بافت‌های زیستی مانند کرنش (استرین)، مدول یانگ (مدول الاستیسیته) و نسبت پواسون آنها به دست می‌آیند. در طول دو دهه گذشته روش‌های متعددی در مقالات منتشر شده در حوزه‌های مختلف پزشکی و مهندسی به‌ویژه بیومکانیک مطرح شده‌اند که تصاویر الاستوگرافی، الاستوگرام‌ها، را از بافت‌های زیستی طی روندهای مختلفی فراهم می‌آورند. تقریباً در تمامی روش‌های الاستوگرافی، جابه‌جایی‌های ایجاد شده در بافت در پاسخ به تحریک خارجی یا داخلی اعمال شده به آن اندازه‌گیری می‌شوند و از روی مقادیر اندازه‌گیری شده، خواص مکانیکی موضعی بافت استخراج می‌شوند. نتایج مطالعه و بررسی پیرامون روش‌های الاستوگرافی مختلف بر لزوم معرفی و استفاده از روش‌های تخمین حرکت دقیق و با بار محاسباتی کم به‌منظور دستیابی به تخمین صحیحی از پارامترهای مکانیکی بافت نرم مورد بررسی در زمان مناسب دلالت دارند. الگوریتم‌های تخمین حرکت، علاوه بر روش‌های الاستوگرافی با التراسوند^[4-7] در بسیاری از روش‌هایی کاربرد دارند که در آنها از سیستم تصویربرداری بالینی التراسوند استفاده می‌شود که از جمله این روش‌ها می‌توان به روش‌های تصویربرداری جریان خون^[8, 9]، تصویربرداری درجه حرارت^[10, 11]، تصویربرداری کرنش وابسته به دما (گذرا)^[12, 13]، تصویربرداری تطبیقی (تصحیح خطای فاز)^[14, 15] و ترکیب کرنش^[16, 17] اشاره نمود.

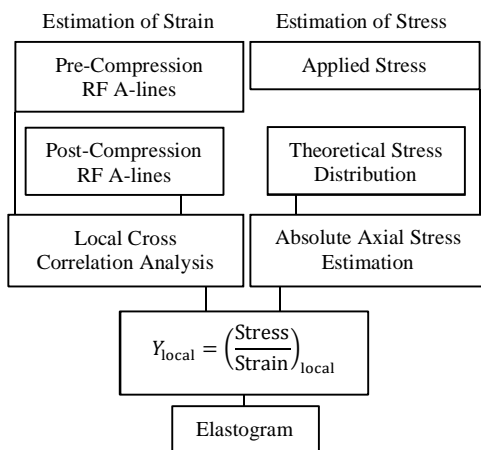
در این مقاله در بخش‌های دوم و سوم، روش الاستوگرافی و انواع مختلف آن که با هدف تخمین ویژگی‌های مکانیکی بافت‌های زیستی مختلف مطرح شده‌اند و روش‌های مرسوم تخمین میدان‌های جابه‌جایی و کرنش از روی سیگنال‌های با فرکانس رادیویی (امواج التراسوند بازتاب شده) و تصاویر التراسوند به‌اختصار معرفی می‌شوند. با بیان مزایا و معایب روش تخمین همبستگی متقابل در این بخش و مقایسه آن با سایر روش‌های تخمین جابه‌جایی و کرنش رایج در الاستوگرافی، لزوم کاهش بار محاسباتی و بهبود سرعت این الگوریتم به‌عنوان متداول‌ترین روش در تخمین میدان جابه‌جایی با هدف دستیابی به روش تخمین جابه‌جایی دقیق و کارآمد مشخص می‌شود. پس از معرفی راهکارهای بهبود روش تخمین جابه‌جایی مبتنی بر روش همبستگی متقابل در بخش چهارم، نتایج تخمین توزیع‌های جابه‌جایی و کرنش به‌دست‌آمده با استفاده از این روش از روی سیگنال‌های التراسوند

تصاویر کرنش [19, 43, 44]، سفتی یا معکوس آن تن‌دهی (ظرفیت) [25, 45]، مدول برشی [29, 46, 47]، دامنه جابه‌جایی [22, 23]، تراکم‌پذیری [48]، ویسکوالاستیسیته نسبی [36, 37, 47] یا مطلق [26, 38, 49, 50] اشاره نمود.

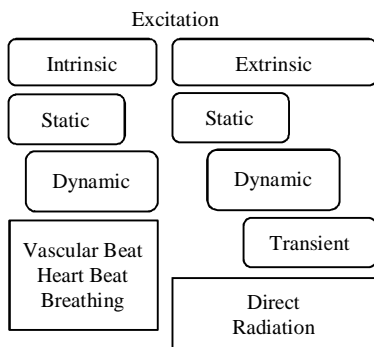
به‌طور کلی در همه روش‌های الاستوگرافی شکلی از تحریک مکانیکی با اندازه‌گیری حرکت ایجادشده در بافت ترکیب شده است. نمونه‌ای از روند تولید الاستوگرام [51, 52] در شکل ۱ و نمونه‌هایی از معیارهای طبقه‌بندی روش‌های الاستوگرافی مختلف در شکل ۲ (بر حسب نوع نیروی اعمالی به بافت)، شکل ۳ (بر مبنای روش اندازه‌گیری جابه‌جایی‌های ایجادشده در بافت) و شکل ۴ (براساس پارامتر تخمین‌زده‌شده) نشان داده شده‌اند.

۳- روش تخمین همبستگی متقابل

نتایج بررسی و مطالعه پیرامون روش الاستوگرافی بر تمرکز تحقیقات بسیاری در حوزه‌های مختلف پزشکی و مهندسی روی روش‌های الاستوگرافی، پس از معرفی الاستوگرافی و بیان اصول تصویربرداری کمی از توزیع کرنش و ضریب الاستیک بافت نرم در سال ۱۹۹۱ توسط /فیر و همکاران از دانشگاه تگزاس [19]، دلالت دارد. این تحقیقات که با هدف ارائه روش‌های غیرتهاجمی با توانایی تخمین و تصویرنمودن کمی دقیق، با رزولوشن بالا و سریع ویژگی‌های مکانیکی ساختارهایی که در اعماق بدن قرار دارند، صورت گرفته‌اند، و به‌اختصار در بخش‌های دوم و سوم معرفی می‌شوند.



شکل ۱) اصول پایه الاستوگرافی شبه‌استاتیک (روند تولید الاستوگرام در الاستوگرافی شبه‌استاتیک) [51, 52]



شکل ۲) برخی از شیوه‌های اعمال نیرو به بافت در روش‌های الاستوگرافی مختلف

داده‌های با فرکانس رادیویی) ثبت شده از کبد یک بیمار با سرطان کبد پس از فرسایش حرارتی (با استفاده از امواج با فرکانس رادیویی) در بخش پنجم ارائه و بررسی می‌شوند. به‌منظور ارزیابی نتایج تخمین جابه‌جایی و کرنش محوری به‌دست‌آمده، این نتایج با نتایج به‌دست‌آمده با استفاده از روش کمینه‌سازی تحلیلی مقایسه می‌شوند. در بخش نهایی نیز مباحث و نتایج ارائه‌شده در مقاله به‌اختصار مرور می‌شوند.

۲- روش تصویربرداری الاستوگرافی

ارتباط بین ویژگی‌های مکانیکی بافت و آسیب‌های واردشده به آن از حدود ۴۰۰ سال پیش از میلاد مسیح شناخته شده است که به‌منظور احساس نمودن توده‌های سفت در بافت‌ها از روش معاینه با دست استفاده می‌نمودند. تخمین غیرتهاجمی ویژگی‌های مکانیکی بافت‌های نرم مانند بافت‌های سینه، تیروئید و کبد به‌دلیل کاربردهای بالینی ویژه و رو به گسترش آن در طول دو دهه گذشته توجه محققان بسیاری را در سراسر جهان به خود جلب کرده است. روش‌هایی که قابلیت تخمین و تصویرنمودن ویژگی‌های مکانیکی بافت‌های زیستی را دارند، با نام الاستوگرافی شناخته می‌شوند. این روش‌ها با هدف تشخیص و تفکیک غیرتهاجمی ضایعات و آسیب‌های بافتی در بافت‌های نرم از روی ویژگی‌های مکانیکی آنها مطرح شده‌اند. به‌طور کلی هر سیستم تصویربرداری الاستوگرافی چهار جزء اصلی دارد:

۱- مکانیزم تحریک که سبب تغییر شکل بافت می‌شود.
 ۲- وسیله تصویربرداری که با استفاده از آن تصاویر یا داده‌های دیگری مانند تصاویر التراسوند و سیگنال‌های با فرکانس رادیویی، از حرکت بافت در هنگام تغییر شکل آن ثبت می‌شوند.
 ۳- الگوریتمی که مجموعه داده‌های ثبت‌شده را پردازش و متغیرهای مکانیکی مانند جابه‌جایی‌های ایجادشده در بافت را از روی داده‌های متوالی استخراج می‌نماید.
 ۴- الگوریتمی که متغیر (یا متغیرهای) مکانیکی محاسبه‌شده را به تصویری از ویژگی‌های مکانیکی موضعی بافت مانند سفتی بافت، الاستوگرام، تبدیل می‌نماید.
 الاستوگرام‌ها بر حسب میزان پیچیدگی مدل‌های بافت استفاده‌شده بی‌درنگ یا برون‌خط به دست می‌آیند [18].

روش‌های تصویربرداری الاستوگرافی به‌طور معمول براساس چهار ویژگی زیر طبقه‌بندی می‌شوند:

۱- نوع تحریک مانند تراکم‌های شبه‌استاتیک [19-21]، امواج هارمونیک [22-24]، تحریکات با باند گسترده [25, 26] و امواج گذرا/ضربه‌ای [27-29] که برای نمونه به‌منظور ایجاد جابه‌جایی در بافت، به بافت اعمال می‌شود.

۲- روشی که این تحریک ایجاد می‌شود و از آن جمله می‌توان به استفاده از حرکت‌های داخلی بافت ناشی از ضربان قلب یا تنفس [30-32]، نیروی منتج از امواج صوتی [33-35] و تحریک خارجی منتج از حرکت مکانیکی یک محرک یا مبدل [36-38] اشاره نمود.

۳- روش تصویربرداری مانند روش تصویربرداری التراسوند [19, 27, 35]، با استفاده از میکروفون زیرآبی [34]، روش‌های تصویربرداری تشدید مغناطیسی (تشدید مغناطیسی هسته‌ای) [38-40] و روش تصویربرداری نوری [41, 42] که برای ثبت پاسخ بافت به تحریک اعمال شده، برای نمونه به‌منظور تخمین حرکت ایجادشده در بافت، استفاده می‌شود.

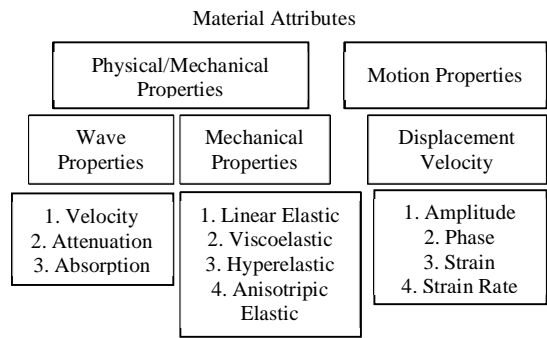
۴- نوع تصاویری که تولید می‌شوند، از آن جمله می‌توان به

با استفاده از روش‌های تخمین کرنش مستقیم مانند الگوریتم‌های بسط تطبیقی و الگوریتم‌های همبستگی متقابل طیفی، کرنش به‌طور مستقیم و بدون استفاده از عملگر گرادیان تخمین زده می‌شود. حجم محاسبات روش‌های بسط تطبیقی زیاد است. دقت تخمین‌گرهای طیفی در کرنش‌های کم از تخمین‌گرهای بر پایه همبستگی کمتر است، ولی این تخمین‌گرها در صورتی که سیگنال‌ها برای نمونه به دلایل حرکت بازتاب‌دهنده‌ها در نتیجه اعمال تراکم محوری زیاد و حرکت‌های غیرمحوری پراب ناهمبسته باشند، ثبات بیشتری دارند [58, 65].

بیشتر روش‌های تخمین کرنش در الاستوگرافی در پردازش برون‌خط استفاده و به‌طور معمول بر مبنای نسبت سیگنال به نویز الاستوگرافی (SNRe)، نسبت کانترست به نویز الاستوگرافی (CNRe)، محدوده دینامیکی الاستوگرافی (Dre)، حساسیت و رزولوشن الاستوگرام‌ها با یکدیگر مقایسه می‌شوند [66-68]. حساسیت و کارایی محاسباتی الگوریتم‌های این روش‌ها در هنگام استفاده از آنها در تصویربرداری سریع (در صورت امکان، بی‌درنگ) با ترانسوند فاکتورهای بسیار مهمی هستند. با این وجود اطلاعات کمی موجود در زمینه کارایی محاسباتی روش‌های تخمین کرنش در الاستوگرافی کم است.

تحقیقات انجام‌شده در زمینه الگوریتم‌های بی‌درنگ تصویربرداری کرنش در الاستوگرافی بیشتر بر الگوریتم‌های حوزه فاز تمرکز کرده‌اند، زیرا با استفاده از این الگوریتم‌ها می‌توان به تعیین سریع جابه‌جایی‌های ایجادشده در نمونه مورد بررسی پرداخت. چنین روش‌هایی در صورتی که جابه‌جایی در یک مرحله بیش از یک چهارم طول موج التراسونیک شود، به دلیل تداخل به‌درستی عمل نمی‌کنند، در نتیجه به‌منظور جلوگیری از تداخل از روش‌های بازیابی فاز استفاده می‌شود و بدین صورت کران تداخل از $\frac{1}{4}$ به $\frac{1}{2}$ گسترش می‌یابد [55]. روش‌های دیگری که با استفاده از آنها می‌توان فاز را بازیابی نمود، عبارت از روش جست‌وجوی ریشه فاز (PRS) و روش خودهمبستگی ترکیبی (CAM) هستند [60, 61]. روش جست‌وجوی ریشه فاز از الگوریتم‌هایی است که با استفاده از آن می‌توان تصاویر کرنش با اندازه قابل توجه را به‌صورت بی‌درنگ به دست آورد. در این روش از تکرارهای نیوتنی برای بازیابی شیف‌فازی استفاده می‌شود [69]. روش خودهمبستگی ترکیبی، روش تصویربرداری کرنش دیگری است که عملکردی بی‌درنگ دارد. در این روش از ضرب همبستگی پوش برای جلوگیری از تداخل استفاده می‌شود [70]. اگر چه روش‌های حساس به فاز روش‌های سریعی هستند، ولی از آنها می‌توان تنها در صورت ایجاد تغییر شکل کم در نمونه در الاستوگرافی بی‌درنگ استفاده نمود. از این روش‌ها در صورت ایجاد تغییر شکل زیاد در نمونه به دلیل ناهمبستگی سیگنال‌های با فرکانس رادیویی نمی‌توان بهره برد.

همچنین می‌توان کرنش را با انتگرال‌گیری زمانی از نرخ تغییرات کرنش که معادل با گرادیان سرعت است، تعیین نمود. بدین منظور می‌توان سرعت را با انجام تصویربرداری داپلر از بافت تعیین یا با دنبال‌نمودن حرکت (در فضای دو بُعدی) در الگوهای با مقیاس خاکستری یا داده‌های با فرکانس رادیویی خام استخراج نمود. این روش برای مطالعه حرکت قلب استفاده شده است که دامنه حرکت بزرگی دارد و فرکانس نمونه‌برداری تأثیر قابل توجهی بر نتیجه تخمین دارد [71-73]. در الاستوگرافی هنگامی که دقت و حساسیت به تغییر شکل‌های کوچک اهمیت می‌یابد، حرکت را می‌توان توسط تراکم یا ارتعاش اعمالی به بافت کنترل و در نتیجه امواج بازتاب‌شده را در نرخ فریم ترانسوند متداول دنبال نمود [74].



شکل ۴) برخی از پارامترهای قابل اندازه‌گیری و تصویرسازی از بافت با استفاده از روش‌های الاستوگرافی مختلف

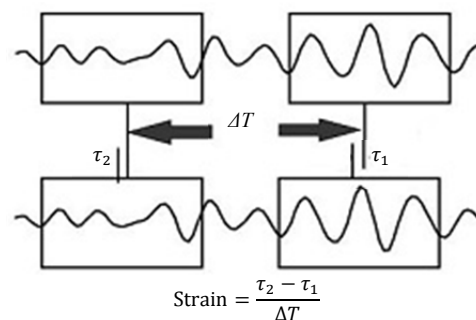
روش‌های مختلفی برای تخمین توزیع جابه‌جایی و کرنش در بافت در نتیجه اعمال نیروی خارجی بر آن مطرح شده‌اند. روش‌های تخمین کرنش به‌طور کلی به دو گروه زیر تقسیم می‌شوند:

۱- روش‌های تخمین کرنش همدوس (روش‌هایی که به تغییرات فاز حساس هستند) [53, 54]، مانند روش همبستگی متقابل در حوزه زمان [19, 43] و الگوریتم جست‌وجوی فاز تغییرات رنگ بر پایه تبدیل فوریه [55].

۲- روش‌های تخمین کرنش ناهمدوس (روش‌هایی که در آنها فاز سیگنال در تخمین لحاظ استفاده نمی‌شود)، مانند تخمین شیف‌ف مرکز طیفی، دنبال‌نمودن تغییرات رنگ بر مبنای جریان نوری [53, 54]، همبستگی متقابل پوش [56] و استفاده از تغییرات در فاصله بازتاب‌دهنده میانگین [57].

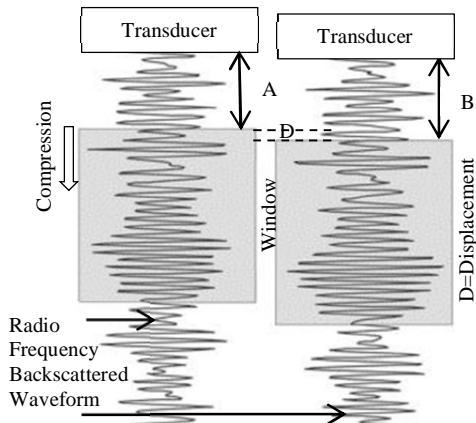
بسیاری از روش‌های تخمین کرنش را می‌توان به دو گروه اصلی تخمین کرنش مبتنی بر گرادیان و تخمین کرنش مستقیم تقسیم نمود [53, 58]. در روش‌های مبتنی بر گرادیان مانند روش‌های همبستگی متقابل در حوزه زمان [19, 59] و ضرب در حوزه فاز [55, 60, 61]، همان گونه که برای نمونه در شکل ۵ نشان داده شده است، تاخیر زمانی یا شیف‌فازی محاسبه و از روی آن، جابه‌جایی منتج از تراکم اعمالی تخمین زده می‌شود. کرنش با اعمال عملگر گرادیان بر تاخیرهای زمانی محاسبه شده تعیین می‌شود. با توجه به این که عملگر گرادیان سبب تقویت بیشتر نویز در فرآیند تخمین کرنش می‌شود [58]، بهتر است فیلترهایی مانند میانگین‌گیری یا میانه را قبل یا بعد از اعمال عملگر گرادیان استفاده نمود [62, 63]. همچنین می‌توان کرنش را با استفاده از تخمین گر کرنش حداقل مربعات تخمین زد [64].

Basic Principles: Estimation of Strain
Pre- and Post-Compression Radio Frequency Lines



شکل ۵) تخمین کرنش با اعمال عملگر گرادیان بر مقادیر تاخیر زمانی محاسبه شده در روش الاستوگرافی شبه‌استاتیک [52, 59]

ماکزیمم نادرست در تخمین جابه‌جایی کاست [77, 82, 83]. با وجود معایب روش همبستگی متقابل، این الگوریتم متداول‌ترین روش تخمین جابه‌جایی از روی سیگنال‌ها و تصاویر التراسوند است [12, 84, 85]. از این الگوریتم در موارد متعددی به منظور تخمین جابه‌جایی از روی داده‌های با فرکانس رادیویی و تصاویر التراسوند ثبت شده از بافت‌های نرم استفاده شده است [86-88]. از این رو لازم است با ارایه راهکارهایی سرعت و دقت تخمین جابه‌جایی با استفاده از این روش بهبود یابد.



شکل ۶) طرحی از یک جفت سیگنال‌های التراسوند پنجره‌گذاری شده؛ سیگنال‌ها پیش و پس از اعمال تغییر شکل محوری به نمونه ثبت می‌شوند.

۴- روش تخمین همبستگی متقابل بهبودیافته

پارامترهای مکانیکی بافت‌های نرم در روش‌های الاستوگرافی مختلف معمولاً از روی میدان‌های جابه‌جایی تخمین زده می‌شوند. الگوریتم‌های مرسوم تخمین توزیع‌های جابه‌جایی و کرنش از روی سیگنال‌ها و تصاویر التراسوند ثبت شده از بافت‌های نرم و به ویژه روش تخمین همبستگی متقابل به اختصار در بخش سوم معرفی شده‌اند. حجم زیاد محاسبات روش تخمین همبستگی متقابل مهم‌ترین محدودیت این روش در کاربردهای الاستوگرافی با التراسوند است، به ویژه هنگامی که به جای تصاویر از سیگنال‌های التراسوند (سیگنال‌های با فرکانس رادیویی) با نمونه زیاد استفاده می‌شود و جست‌وجوی کامل صورت می‌گیرد. در جست‌وجوی کامل، هر پنجره از داده‌های با فرکانس رادیویی اولیه با هر پنجره ممکن از داده‌های با فرکانس رادیویی ثبت شده پس از تغییر تراکم، در یک ناحیه جست‌وجوی از پیش مشخص شده، مقایسه می‌شود. با انجام جست‌وجوی هدایت شده به جای جست‌وجوی کامل می‌توان از حجم محاسبات روش تخمین همبستگی متقابل کاست. ساختار اصلی الگوریتم تخمین همبستگی متقابل در جست‌وجوی هدایت شده مشابه با جست‌وجوی کامل است.

اگر چه تخمین جابه‌جایی از روی سیگنال‌های با فرکانس رادیویی در مقایسه با تخمین حرکت از روی تصاویر التراسوند به دلیل نرخ نمونه‌برداری بالاتر، حجم محاسباتی بالاتری دارد، نتایج تخمین جابه‌جایی از روی سیگنال‌های با فرکانس رادیویی حساسیت، دقت، صحت و رزولوشن مکانی بالاتری دارد [77, 89, 90]. دلیل دستیابی به نتایج تخمین جابه‌جایی دقیق‌تر در صورت استفاده از داده‌های با فرکانس رادیویی، استفاده از اطلاعات فاز سیگنال علاوه بر اطلاعات دامنه است [90-92]. در صورت استفاده از تصاویر التراسوند مقادیر

برخی از مزایای روش‌های تخمین کرنش در حوزه زمان دقت و صحت و رزولوشن بالا و ساده‌بودن نسبی پیاده‌سازی مقدماتی آنها است [75-77]. در ابتدای این بخش به روش تخمین همبستگی متقابل در حوزه زمان استاندارد به عنوان یکی از روش‌های تخمین کرنش مبتنی بر گرادیان اشاره شد. در این روش جابه‌جایی‌های کوچک از موقعیت نقطه ماکزیمم تابع همبستگی متقابل به دست می‌آیند. با استفاده از تابع همبستگی متقابل می‌توان بخش‌هایی از دو سیگنال را یافت که بیشترین شباهت را به هم دارند (نتیجه بیشترین شباهت، ماکزیمم مقدار تابع همبستگی متقابل است). مقادیر تابع همبستگی متقابل، C ، حول یک ناحیه جست‌وجوی از پیش مشخص شده بین جفت سیگنال‌های با فرکانس رادیویی یا تصاویر التراسوند پنجره‌گذاری شده، X (ماتریس با ابعاد $M \times N$) و Y (ماتریس با ابعاد $P \times Q$)، با استفاده از رابطه ۱ تعیین می‌شوند (MathWorks):

$$C(k, l) = \sum_{m=0}^{M-1} \sum_{n=0}^{N-1} X(m, n) \bar{Y}(m-k, n-l), \quad (1)$$

$$-(P-1) \leq k \leq M-1, \\ -(Q-1) \leq l \leq N-1,$$

در این رابطه، مزدوج مختلط ماتریس Y با علامت $\bar{}$ مشخص شده است. برای ماتریس خروجی، C ، اندیس‌های سطری، k ، و ستونی، l ، مثبت و منفی در نظر گرفته شده است. سطر منفی، ستون منفی، سطر مثبت و ستون مثبت به ترتیب متناظر با انتقال به سمت بالای ردیف‌های Y ، انتقال به سمت چپ ستون‌های Y ، انتقال به سمت پایین ردیف‌های Y و انتقال به سمت راست ستون‌های Y هستند. تصاویر التراسوند یا سیگنال‌های با فرکانس رادیویی، همان گونه که برای نمونه در شکل‌های ۵ و ۶ نشان داده شده‌اند، تحت تغییر شکل‌های محوری مختلف به دست آمده‌اند. موقعیت دقیق نقطه ماکزیمم معمولاً با درون‌یابی تعیین می‌شود [78]. می‌توان با گسترش زمانی لاین‌های ثبت شده پس از تراکم، اثرات تراکم مکانیکی را بر سیگنال از بین برد. این گسترش همبستگی بین لاین‌های ثبت شده پیش و پس از تراکم را بهبود می‌بخشد و سبب می‌شود نسبت سیگنال به نویز و محدوده دینامیکی الاستوگرافی بیشتری به دست آید [66, 79, 80].

از مزایای تخمین‌گر همبستگی متقابل در حوزه زمان می‌توان به ساده‌بودن پیاده‌سازی اولیه آن اشاره نمود. به علاوه از روی فیلتر کرنش به دست آمده برای این تخمین‌گر می‌توان پی برد که این تخمین‌گر به تراکم‌های کوچک که در تخمین حرکت به صورت بی‌درنگ با نرخ فریم بالا مشاهده می‌شوند، حساس است. این تخمین‌گر در کرنش‌های زیاد، در نتیجه نویز ناهمبستگی به درستی عمل نمی‌نماید [79, 81]. یکی از دلایل عدم استفاده از روش تخمین همبستگی متقابل در حوزه زمان، به خصوص در کاربردهای بی‌درنگ، ناکارآمد بودن این روش به دلیل حجم زیاد محاسبات آن است، زیرا در این روش لازم است جست‌وجو در یک ناحیه وسیع صورت گیرد و این امر الگوریتم را کند می‌سازد. به علاوه با استفاده از این روش تخمین ممکن است نقطه ماکزیمم نادرست تولید شود. نقطه ماکزیمم نادرست هنگامی روی می‌دهد که نقطه ماکزیمم ثانویه‌ای از تابع همبستگی از نقطه ماکزیمم واقعی بیشتر شود. نقاط ماکزیمم نادرست دامنه نسبتاً بزرگی دارند و در بردار جابه‌جایی به صورت ناپیوستگی‌هایی ظاهر می‌شوند. می‌توان با استفاده از روش‌های غیرخطی مانند فیلتر میانه از ظهور نقاط

نقاط ماکزیم همبستگی به نواحی کوچک استفاده نمود. کاهش سطوح جست‌وجوی نقاط ماکزیم همبستگی به نواحی کوچک سبب می‌شود نقاط ماکزیم نادرست نیز تولید نشوند، زیرا در نواحی کوچک، ضریب همبستگی تنها یک نقطه ماکزیم دارد که می‌توان آن را به راحتی (و به‌طور صحیح) تعیین نمود.

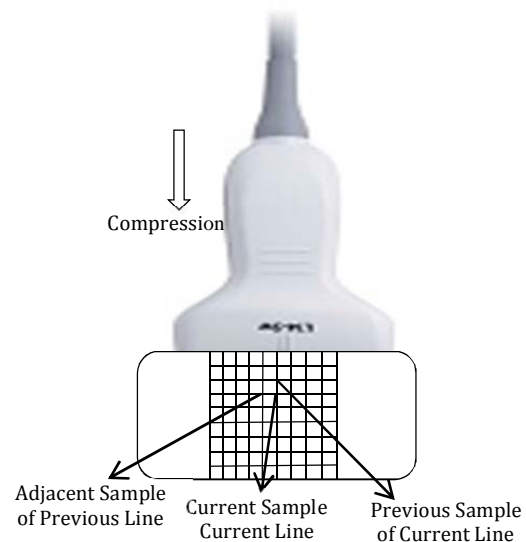
نکات مذکور به‌همراه مسایلی که در ادامه ذکر می‌شوند، در پیاده‌سازی روش تخمین همبستگی متقابل بهبودیافته در حوزه زمان لحاظ شده‌اند تا در عین حال که با کاهش سطوح جست‌وجو، سرعت (و دقت) الگوریتم افزایش می‌یابد، تخمین‌های دقیق از جابه‌جایی و کرنش در نمونه مورد بررسی حاصل شود. استفاده از جست‌وجوی هدایت‌شده و کاهش سطوح جست‌وجوی نقاط ماکزیم همبستگی به نواحی بسیار کوچک به‌منظور افزایش سرعت و دقت تخمین جابه‌جایی، همواره به تخمین‌های دقیق از جابه‌جایی منتهی نمی‌شود. میزان کاهش سطوح جست‌وجو، به شیوه تحریک نمونه مورد بررسی بستگی دارد. تغییر شکل ایجادشده در نمونه همواره در جهت اعمال تراکم روی نمی‌دهد. در واقع در یک محیط تراکم‌ناپذیر مانند بافت نرم، همواره حرکتی عمود بر راستای اعمال تحریک روی می‌دهد. حرکت‌های داخلی منتج از ضریب قلب و تنفس نیز حرکت بافت‌ها را غیرقابل‌پیش‌بینی می‌سازند. در صورتی که نتایج تخمین جابه‌جایی‌های لاین‌ها و نمونه‌های مجاور (پنجره‌های مجاور) به‌طور مستقیم برای کاهش سطوح جست‌وجوی نقاط ماکزیم همبستگی به نواحی بسیار کوچک استفاده شوند، لازم است با استفاده از معیارهای دیگری صحت نتایج تخمین جابه‌جایی را سنجید و تخمین‌های جابه‌جایی اشتباه را اصلاح نمود.

در روش تخمین جابه‌جایی همبستگی متقابل در حوزه زمان با تخمین‌های پیش‌آیند^[93] برای هر پنجره، سطح جست‌وجو از یک واحد کمتر تا یک واحد بیشتر از گردشده جابه‌جایی پنجره قبلی در نظر گرفته می‌شود و از این رو در این روش از مقدار همبستگی هنجارشده در نقطه ماکزیم به‌عنوان شاخصی از صحت تخمین جابه‌جایی استفاده می‌شود. الگوریتم این روش به‌گونه‌ای طراحی شده است که در صورتی که پیش‌بینی با همبستگی ضعیفی (کمتر از ۰/۹) همراه باشد، پیش‌بینی انجام‌شده در نظر گرفته نمی‌شود و مشابه با روش تخمین همبستگی متقابل در حوزه زمان استاندارد، یک جست‌وجوی کامل حول ناحیه جست‌وجوی ازپیش‌تعریف‌شده صورت می‌گیرد تا جابه‌جایی پنجره مورد نظر تعیین شود. در این مورد می‌توان بدین صورت نیز عمل نمود که سطح جست‌وجو را به‌تدریج تا جایی افزایش داد که همبستگی، اصلاح و مقدار بالایی شود. جست‌وجوی اصلاح‌کننده در این روش تنها زمانی فعال می‌شود که پیش‌بینی به‌درستی صورت نگیرد. استفاده از جست‌وجوی اصلاح‌کننده این امکان را فراهم می‌آورد که الگوریتم را در صورت لزوم تنها در ناحیه قراردادی خاصی (و نه در کل داده‌های با فرکانس رادیویی) اجرا نمود.

هنگام پیاده‌سازی الگوریتم همبستگی متقابل باید به این نکته توجه نمود که در بیشتر موارد مقایسه پنجره‌های با ابعاد و عمق یکسان از داده‌های با فرکانس رادیویی ثبت‌شده پیش و پس از اعمال تحریک به نمونه به تخمین‌های صحیح از جابه‌جایی‌های ایجادشده در نمونه منتهی نمی‌شود. در نتیجه اعمال تحریک به نمونه و ایجاد تغییر شکل در بازتاب‌دهنده‌های بافت ممکن است تناظری بین اطلاعات سیگنال بازتاب‌شده از بازتاب‌دهنده‌هایی که در پنجره داده‌های با فرکانس رادیویی پیش از اعمال تحریک قرار دارند و اطلاعات سیگنال بازتاب‌شده از بازتاب‌دهنده‌هایی که در

کمتری برای جابه‌جایی و کرنش در مقایسه با مقادیر واقعی آنها به دست می‌آیند. علاوه بر کاهش نسبت سیگنال به نویز و رزولوشن مکانی در صورت استفاده از تصاویر التراسوند، تغییرات (انحراف استاندارد) مقادیر کرنش در مقایسه با مقادیر کرنش به‌دست‌آمده از روی داده‌های با فرکانس رادیویی بیشتر است^[90,91].

در الگوریتم تخمین همبستگی متقابل مبتنی بر جست‌وجوی هدایت‌شده از این حقیقت بهره گرفته می‌شود که نمونه‌های مجاور از داده‌های با فرکانس رادیویی به‌دلیل مجاورت فیزیکی، جابه‌جایی‌های مشابه دارند. این ویژگی در شکل ۷ نشان داده شده است. روش تخمین حرکت همبستگی متقابل در حوزه زمان با تخمین‌های پیش‌آیند (TDPE)^[93] از جمله روش‌هایی است که در آن از جست‌وجوی هدایت‌شده به‌منظور کاهش حجم محاسباتی روش تخمین همبستگی متقابل و بهبود سرعت آن استفاده شده است.



شکل ۷ نمونه‌های پیش‌تاز مجاور با نمونه‌ای از سیگنال التراسوند؛ در الگوریتم همبستگی متقابل مبتنی بر جست‌وجوی هدایت‌شده دو نکته لحاظ می‌شود: (۱) نمونه‌های مجاور، جابه‌جایی‌های مشابه دارند. (۲) جابه‌جایی‌های نمونه‌های پیشین محاسبه شده است.

همان گونه که در شکل ۷ نشان داده شده است، در صفحه یک تصویر التراسوند، هر پنجره به‌جز پنجره‌های مرزی، چهار همسایه اصلی در مجاورت خود دارد. از این چهار همسایه دو مورد پنجره پیش‌تاز (در سمت چپ و بالای پنجره مورد نظر) و دو مورد پنجره تاخیری (در سمت راست و پایین پنجره مورد نظر) هستند. با توجه به این که دنبال‌نمودن حرکت نسبت به پراب صورت می‌گیرد، در نتیجه دورشدن از مبدل، جابه‌جایی‌ها به‌تدریج از اولین پنجره از هر لاین با فرکانس رادیویی افزایش می‌یابند. این حقیقت به‌عنوان یک حدس اولیه در برآکت‌نمودن ناحیه جست‌وجو برای هر لاین در روش تخمین حرکت همبستگی متقابل در حوزه زمان با تخمین‌های پیش‌آیند استفاده شده است^[93].

به‌طور کلی به‌منظور بهبود سرعت تخمین‌گر همبستگی متقابل در حوزه زمان می‌توان از جست‌وجوی هدایت‌شده به‌صورت بهینه استفاده نمود. به عبارت دیگر می‌توان اطلاعات در زمینه جابه‌جایی‌های لاین‌ها و نمونه‌های مجاور یا پنجره‌های مجاور را جمع‌آوری و از آنها برای پیش‌بینی و کاهش سطوح جست‌وجوی

$$\omega_0 = \cos^{-1} \left(\frac{c_0 + c_2}{2c_1} \right)$$

$$\theta = \tan^{-1} \left(\frac{c_0 - c_2}{2c_1 \sin \omega_0} \right)$$

همچنین با افزایش نمونه (افزایش چگالی مکانی) داده‌های با فرکانس رادیویی چگالی مکانی نمونه‌برداری از توابع همبستگی محاسبه‌شده افزایش و میزان بایاس نتایج تخمین جابه‌جایی (و کرنش) کاهش می‌یابد. دلیل وجود بایاس در نتایج تخمین جابه‌جایی در صورت عدم افزایش نمونه داده‌های با فرکانس رادیویی، عدم صحت تخمین‌های مقادیر ماکزیمم تابع همبستگی متقابل است. به‌منظور بهبود نتایج تخمین جابه‌جایی از فیلترهایی مانند فیلتر میانه و وینر نیز استفاده می‌شود. در صورت اعمال این فیلترها نویز و اعوجاج کمتری در تصویر حاصل از تخمین‌های جابه‌جایی مشاهده می‌شود.

ابعاد پنجره‌های در نظر گرفته‌شده روی سیگنال‌های با فرکانس رادیویی ثبت‌شده پس از اعمال تحریک‌های مختلف بر نمونه مورد بررسی، میزان همپوشانی پنجره‌ها، ماکزیمم لگ (تاخیر) لحاظ‌شده در محاسبه همبستگی متقابل برای دو پنجره در نظر گرفته‌شده روی داده‌های با فرکانس رادیویی ثبت‌شده پس از اعمال تراکم‌های مختلف بر نمونه بر مبنای جابه‌جایی پنجره‌های مجاور و میزان افزایش نمونه داده‌های با فرکانس رادیویی، پارامترهایی از الگوریتم هستند که بر نتایج تخمین جابه‌جایی موثر هستند. انتخاب این پارامترها به‌صورت تجربی و با توجه به میزان تراکم اعمالی و ویژگی‌های سیگنال‌های التراسوند ثبت‌شده صورت می‌گیرد.

۵- نتایج تخمین جابه‌جایی و کرنش با استفاده از روش همبستگی متقابل بهبودیافته

۵-۱- سیگنال‌های التراسوند

به‌منظور ارزیابی نتایج تخمین جابه‌جایی و کرنش از روی سیگنال‌های با فرکانس رادیویی با بهره‌گیری از روش همبستگی متقابل بهبودیافته، از سیگنال‌های التراسوند ثبت‌شده از کبد بیمار با سرطان کبد پس از فرسایش حرارتی توسط امواج با فرکانس رادیویی استفاده شده است. سیگنال‌های مذکور در زمان اعمال تراکم دستی بر بافت در فرکانسی تقریباً برابر با یک واحد تراکم در هر ۲ ثانیه با استفاده از پراب التراسوند از بافت کبد ثبت شده‌اند. داده‌های مذکور با استفاده از دستگاه التراسوند آنتارس زیمنس (ایساکو؛ ایالات متحده) با فرکانس مرکزی ۶/۷۷MHz با استفاده از آرایه خطی VF10-5 در نرخ نمونه‌برداری ۴۰MHz از بخشی از بافت مذکور ثبت شده‌اند. نتایج تخمین جابه‌جایی و کرنش محوری به‌دست‌آمده از داده‌های مذکور با استفاده از روش همبستگی متقابل بهبودیافته با نتایج به‌دست‌آمده با استفاده از روش کمینه‌سازی تحلیلی مقایسه می‌شوند. در روش کمینه‌سازی تحلیلی توابع هزینه‌ای که بر مبنای مشابهت شدت داده‌های با فرکانس رادیویی و پیوستگی جابه‌جایی تعریف شده‌اند، به‌منظور تعیین جابه‌جایی‌های ایجادشده در نمونه از روی داده‌های با فرکانس رادیویی ثبت‌شده از نمونه در هنگام اعمال دو تراکم مختلف بر آن استفاده می‌شوند [95, 96].

۵-۲- نتایج تخمین جابه‌جایی و کرنش

بخشی از دو لاین متناظر (لاین‌های ۳۰۰ از ۵۰۸ لاین ثبت‌شده) از دو مجموعه داده‌های با فرکانس رادیویی ثبت‌شده پس از اعمال دو تراکم مختلف بر بخشی از کبد، پیش از افزایش نمونه در نمودار ۱

پنجره‌ای از داده‌های با فرکانس رادیویی پس از اعمال تحریک با عمق یکسان قرار دارند، نباشد. به عبارت دیگر، در نتیجه اعمال تحریک به نمونه و ایجاد تغییر شکل در بازتاب‌دهنده‌ها، موقعیت پنجره‌ای از داده‌های با فرکانس رادیویی پس از اعمال تحریک که متناظر با پنجره‌ای از داده‌های با فرکانس رادیویی پیش از اعمال تحریک است، تغییر می‌نماید. عدم تناظر در اطلاعات سیگنال‌ها با لحاظ پنجره‌ها در عمق نمونه مورد بررسی اهمیت بیشتری می‌یابد.

یکی از راهکارهای انتخاب پنجره‌های متناظر در داده‌های با فرکانس رادیویی ثبت‌شده پیش و پس از اعمال تحریک، استفاده از پنجره‌های بزرگ‌تر در داده‌های با فرکانس رادیویی ثبت‌شده پس از اعمال تحریک است که نتایج ارایه‌شده در این مقاله با بهره‌گیری از آن به دست آمده است. راهکار دیگر، گسترش زمانی کلی لاین‌های با فرکانس رادیویی ثبت‌شده پس از اعمال تحریک است. در این روش سیگنال‌های با فرکانس رادیویی ثبت‌شده پس از اعمال تحریک به اندازه مقدار میانگین تراکم اعمالی گسترش می‌یابند. این مساله عدم تناظر بین داده‌های با فرکانس رادیویی ثبت‌شده پیش و پس از اعمال تراکم را کاهش می‌دهد. این روش در صورتی که داده‌های با فرکانس رادیویی از نواحی‌ای با سفتی‌های متفاوت ثبت شده باشند، باید با دقت پیاده شود تا به تخمین‌های دقیق از جابه‌جایی منتهی شود، زیرا در این حالت، در صورت گسترش داده‌های با فرکانس رادیویی پس از اعمال تراکم به میزان میانگین تراکم اعمالی، بخشی از داده‌های با فرکانس رادیویی ممکن است کمتر از مقدار لازم و بخش دیگری بیش از حد گسترش یابند.

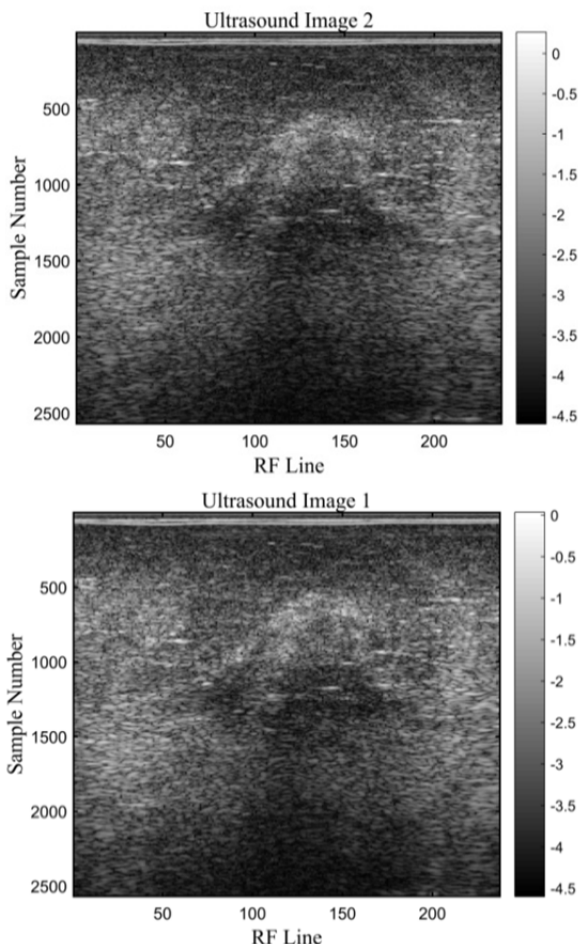
نکته دیگری که به‌منظور حصول تخمین‌های دقیق جابه‌جایی از روی داده‌های با فرکانس رادیویی با استفاده از روش همبستگی متقابل لحاظ می‌شود، تعیین موقعیت دقیق نقطه ماکزیمم تابع همبستگی متقابل با درون‌یابی است. با توجه به این که تاخیرهای زمانی به‌طور معمول مضارب صحیحی از دوره تناوب نمونه‌برداری نیستند، موقعیت بزرگ‌ترین مقدار تعیین‌شده برای تابع همبستگی متقابل، تخمین دقیقی از موقعیت نقطه ماکزیمم نیست. از این رو با افزایش چگالی نمونه‌های تابع همبستگی متقابل با استفاده از درون‌یابی می‌توان دقت نتایج تخمین جابه‌جایی را افزایش داد. با هدف افزایش کم در حجم محاسبات روش تخمین جابه‌جایی مبتنی بر تابع همبستگی متقابل، از روش‌های ساده انطباق منحنی در حوزه زمان استفاده می‌شود. دو روش انطباق منحنی که می‌توان بدین منظور استفاده نمود، درون‌یابی سهموی (انطباق منحنی سهموی به مقادیر تابع همبستگی متقابل) و درون‌یابی کسینوسی (انطباق منحنی کسینوسی به مقادیر تابع همبستگی متقابل) هستند. درون‌یابی کسینوسی بار محاسباتی بیشتری نسبت به درون‌یابی سهموی دارد. در صورتی که c_1 مقدار ماکزیمم تابع همبستگی متقابل و c_0 و c_2 نزدیک‌ترین مقادیر همبستگی متقابل به آن را نشان دهند، با استفاده از روابط ۲ و ۳ می‌توان به تخمین‌هایی از میزان تغییر مکان (تغییر مکان زیرنمونه) مقدار ماکزیمم تابع همبستگی متقابل با بهره‌گیری از درون‌یابی‌های سهموی (رابطه ۲) و کسینوسی (رابطه ۳) دست یافت. در رابطه ۲، T_s دوره تناوب نمونه‌برداری است [78, 94].

$$\hat{\delta} = T_s \frac{c_0 - c_2}{2(c_0 - 2c_1 + c_2)} \quad (2)$$

$$\hat{\delta} = -\frac{\theta}{\omega_0} \quad (3)$$

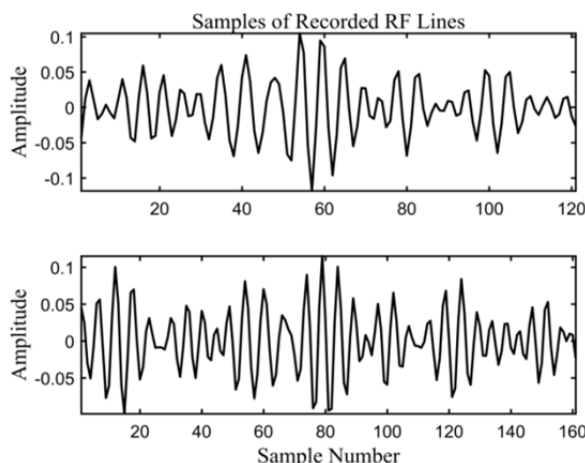
همبستگی متقابل و چگونگی بهبود این روش به منظور حصول سریع تخمین‌های دقیق از جابه‌جایی، روش همبستگی متقابل بهبودیافته پیشنهادی پیاده شد.

نتایج تخمین جابه‌جایی و کرنش محوری به‌دست‌آمده از روی داده‌های با فرکانس رادیویی ثبت‌شده (از بخشی از کبد بیمار با سرطان کبد پس از فرسایش حرارتی در هنگام اعمال دو تراکم مختلف بر آن) با استفاده از روش همبستگی متقابل بهبودیافته پیشنهادی در شکل ۹ نشان داده شده است. این نتایج با استفاده از کامپیوتری با واحد پردازش مرکزی i7 اینتل 2.60GHz در زمانی کمتر از ۳۰ ثانیه به دست آمده‌اند. به‌منظور افزایش سرعت الگوریتم تخمین جابه‌جایی باید تا آنجا که امکان دارد، نواحی جست‌وجو را با توجه به میزان جابه‌جایی پنجره‌های مجاور کاهش داد. مشابه با روش کمینه‌سازی تحلیلی، باید شرط پیوستگی مقادیر جابه‌جایی محاسبه‌شده برقرار باشد. نتایج تخمین جابه‌جایی و کرنش محوری با استفاده از روش کمینه‌سازی تحلیلی نیز در شکل ۹ نشان داده شده است. در شکل ۱۰ میزان اختلاف نتایج تخمین جابه‌جایی‌های ایجادشده در نمونه بافت کبد مورد بررسی با استفاده از روش‌های همبستگی متقابل بهبودیافته پیشنهادی و کمینه‌سازی تحلیلی قابل مشاهده است. میانگین اختلاف نتایج تخمین جابه‌جایی و کرنش محوری به ترتیب ۰/۲۲ نمونه و 0.21×10^{-2} محاسبه شده است.

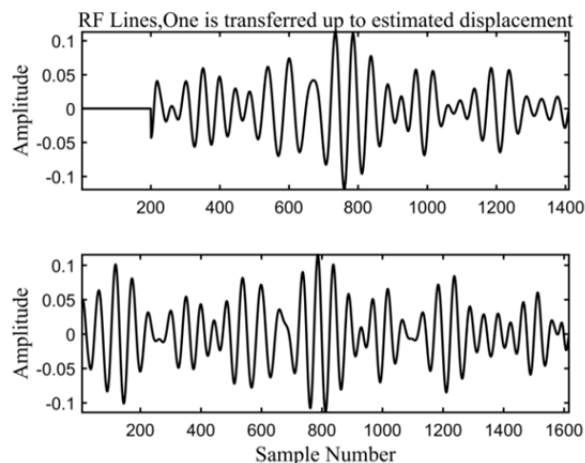


شکل ۸ دو تصویر التراسوند تهیه‌شده از بخشی از کبد بیمار با سرطان کبد پس از فرسایش حرارتی؛ تصاویر التراسوند از روی سیگنال‌های با فرکانس رادیویی ثبت‌شده از بافت کبد حین اعمال تراکم بر آن تهیه شده‌اند.

نشان داده شده است. سیگنال‌های ثبت‌شده از نمونه در نتیجه اعمال تراکم بیشتر بر نمونه، بیشتر متراکم می‌شوند. پس از افزایش نمونه لاین‌های با فرکانس رادیویی و پنجره‌گذاری، روش تخمین همبستگی متقابل بهبودیافته روی لاین‌های مذکور اعمال شد. نمونه‌ای از نتیجه حاصل از انطباق دو لاین با فرکانس رادیویی ثبت‌شده (پس از اعمال دو تراکم مختلف بر بخشی از کبد) پس از انتقال یکی از لاین‌ها به میزان جابه‌جایی تخمین‌زده‌شده در نمودار ۲ نشان داده شده است. کلیه نتایج آرایه‌شده با استفاده از نرم‌افزار Matlab به دست آمده‌اند.

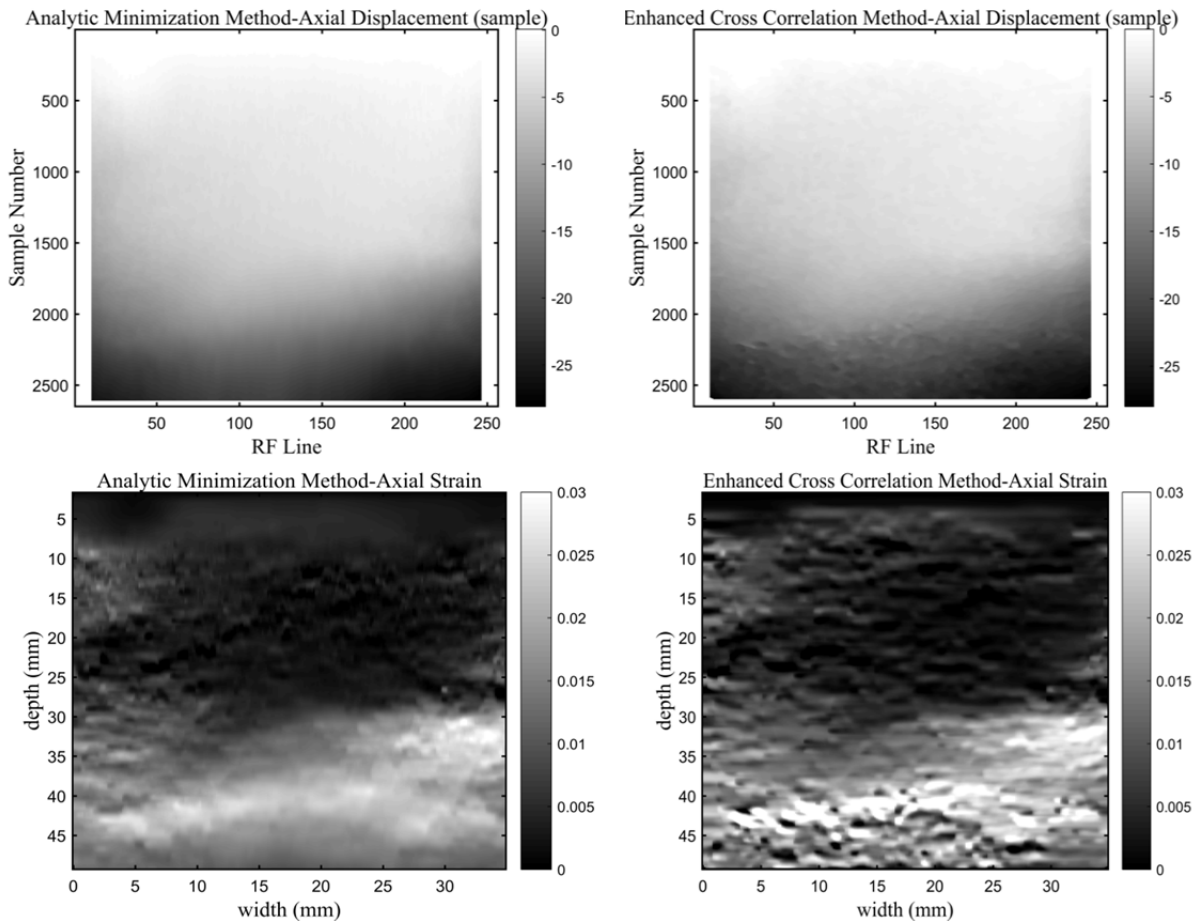


نمودار ۱ یک نمونه از لاین‌های (لاین ۳۰۰ از ۵۰۸ لاین) با فرکانس رادیویی ثبت‌شده در هنگام اعمال دو تراکم مختلف بر بخشی از کبد بیمار با سرطان کبد (پس از فرسایش حرارتی)



نمودار ۲ انطباق دو لاین از لاین‌های (لاین ۳۰۰ از ۵۰۸ لاین) با فرکانس رادیویی ثبت‌شده در هنگام اعمال دو تراکم مختلف بر بخشی از کبد بیمار با سرطان کبد (پس از فرسایش حرارتی) پس از انتقال یکی از لاین‌ها به میزان جابه‌جایی تخمین‌زده‌شده

تصاویر التراسوند متناظر با داده‌های با فرکانس رادیویی ثبت‌شده از کبد بیمار با سرطان کبد پس از فرسایش حرارتی در هنگام اعمال دو تراکم مختلف بر آن در شکل ۸ نشان داده شده است. در هر یک از دو تصویر التراسوند بازسازی‌شده از روی داده‌های با فرکانس رادیویی، سایه‌هایی که توده ایجادشده در نتیجه فرسایش حرارتی را نشان می‌دهند، قابل مشاهده است. بر مبنای توضیحات آرایه‌شده در بخش‌های سوم و چهارم در زمینه روش تخمین جابه‌جایی

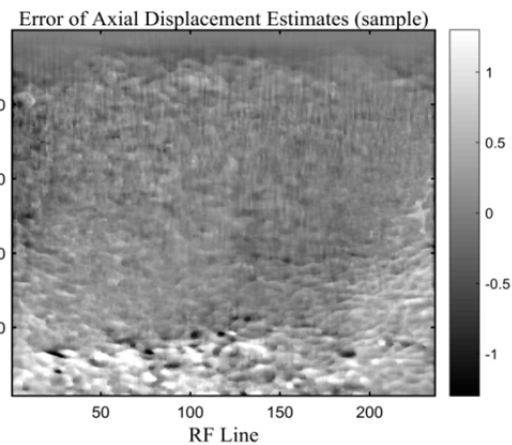


شکل ۹) میدان‌های جابه‌جایی محوری (بالا) و کرنش محوری (پایین) در بخشی از کبد بیمار با سرطان کبد پس از فرسایش حرارتی (منتج از تراکم اعمالی بر آن) و تخمین با استفاده از روش کمینه‌سازی تحلیلی [95,96] (چپ) و روش همبستگی متقابل بهبود یافته پیشنهادی (راست)

حالی که توده حرارتی در تصاویر کرنش به صورت توده‌ای سفت (نواحی با رنگ تیره در قسمت‌های بالایی تصاویر کرنش در عمق کمتر از ۳۰ میلی‌متر) قابل مشاهده است. همچنین اندازه توده حرارتی در تصاویر کرنش با اندازه واقعی آن مطابقت دارد که از روی تصویر توموگرافی کامپیوتری تعیین شده است. به‌طور مشابه می‌توان از تصاویر التراسوند ثبت شده از نمونه به‌جای سیگنال‌های التراسوند به‌منظور تخمین جابه‌جایی‌های ایجاد شده در نمونه با بهره‌گیری از روش همبستگی متقابل استفاده نمود. همان گونه که در بخش چهارم توضیح داده شد، استفاده از تصاویر التراسوند به تخمین‌های جابه‌جایی (و کرنش) با دقت، صحت و رزولوشن کمتر منتهی می‌شود.

۶- نتیجه‌گیری

مطالعه پیرامون روش‌های الاستوگرافی و تخمین میدان‌های جابه‌جایی و کرنش مختلف که در طول دو دهه گذشته پیشنهاد و در این مقاله در بخش‌های دوم و سوم به اختصار معرفی شده‌اند، نشان می‌دهد متداول‌ترین روش تخمین جابه‌جایی در الاستوگرافی با التراسوند روش تخمین جابه‌جایی در حوزه زمان است که از تابع همبستگی متقابل استفاده می‌نماید. تابع همبستگی متقابل روی داده‌های با فرکانس رادیویی یا تصاویر التراسوندی اعمال می‌شود که از نمونه بافت مورد بررسی پیش و پس از اعمال تراکم بر آن یا پس از اعمال تراکم‌های مختلف بر آن ثبت شده‌اند. پس از



شکل ۱۰) میزان اختلاف جابه‌جایی‌های محوری تخمین‌زده شده با استفاده از روش‌های همبستگی متقابل بهبود یافته و کمینه‌سازی تحلیلی؛ جابه‌جایی‌های محوری از روی داده‌های با فرکانس رادیویی ثبت شده هنگام اعمال دو تراکم محوری مختلف بر بخشی از کبد بیمار با سرطان کبد پس از فرسایش حرارتی تخمین زده شده‌اند.

از مقایسه تصاویر التراسوند به دست آمده از داده‌های با فرکانس رادیویی با تصویر توموگرافی کامپیوتری (CT) متناظر [95, 96] که پس از فرسایش حرارتی از کبد ثبت شده است، نتیجه گرفته می‌شود که اندازه و موقعیت توده حرارتی ایجاد شده در کبد را نمی‌توان از روی تصاویر التراسوند به‌طور دقیق تعیین نمود، در

نگارنده مقدمه/روشن شناس/پژوهشگر اصلی/نگارنده بحث (۶۰٪)؛
علی فلاح (نویسنده دوم)، پژوهشگر اصلی (۲۰٪)؛ سعید رشیدی
(نویسنده سوم)، پژوهشگر اصلی (۲۰٪)
منابع مالی: هزینه‌های این پژوهش توسط نویسندگان تامین شده
است و از منابع مالی خاصی برای انجام این پژوهش استفاده نشده
است.

منابع

- Greenleaf JF, Fatemi M, Insana M. Selected methods for imaging elastic properties of biological tissues. *Annual Review of Biomedical Engineering*. 2003;5:57-78.
- Artmann GM, Chien S, editors. *Bioengineering in cell and tissue research*. Heidelberg: Springer Science & Business Media; 2008.
- Zahiri Azar R. Methods for the estimation of the tissue motion using digitized ultrasound echo signals [Dissertation]. Vancouver: The University of British Columbia; 2009.
- Jiang J, Hall TJ. A coupled subsample displacement estimation method for ultrasound-based strain elastography. *Physics in Medicine & Biology*. 2015;60(21):8347-8364.
- Shiina T, Nightingale KR, Palmeri ML, Hall TJ, Bamber JC, Barr RG, et al. WFUMB guidelines and recommendations for clinical use of ultrasound elastography: Part 1: Basic principles and terminology. *Ultrasound in Medicine and Biology*. 2015;41(5):1126-1147.
- Hashemi HS, Rivaz H. Global time-delay estimation in ultrasound elastography. *IEEE Transactions on Ultrasonics Ferroelectrics and Frequency Control*. 2017;64(10):1625-1636.
- Lu M, Tang Y, Sun R, Wang T, Chen S, Mao R. A real time displacement estimation algorithm for ultrasound elastography. *Computers in Industry*. 2015;69:61-71.
- Xu T. Two-dimensional blood flow velocity estimation using ultrasound speckle pattern dependence on scan direction and velocity [Dissertation]. Lincoln: The University of Nebraska-Lincoln; 2012.
- Kirk Shung K. *Diagnostic ultrasound: Imaging and blood flow measurements*. 2nd Edition. Boca Raton: CRC Press; 2015.
- Pouch AM, Cary TW, Schultz SM, Sehgal CM. In vivo noninvasive temperature measurement by B-mode ultrasound imaging. *Journal of Ultrasound in Medicine*. 2010;29(11):1595-1606.
- Daniels MJ, Varghese T, Madsen EL, Zagzebski JA. Non-invasive ultrasound-based temperature imaging for monitoring radiofrequency heating-phantom results. *Physics in Medicine & Biology*. 2007;52(16):4827-4843.
- Ding X, Dutta D, Mahmoud AM, Tillman B, Leers SA, Kim K. An adaptive displacement estimation algorithm for improved reconstruction of thermal strain. *IEEE Transactions on Ultrasonics Ferroelectrics and Frequency Control*. 2015;62(1):138-151.
- Seo CH, Shi Y, Huang SW, Kim K, O'Donnell M. Thermal strain imaging: A review. *Interface Focus*. 2011;1(4):649-664.
- Ivancevich NM, Dahl JJ, Trahey GE, Smith SW. Phase-aberration correction with a 3-D ultrasound scanner: Feasibility study. *IEEE Transactions on Ultrasonics Ferroelectrics and Frequency Control*. 2006;53(8):1432-1439.
- Dahl JJ, Mc Aleavey SA, Pinton GF, Soo MS, Trahey GE. Adaptive imaging on a diagnostic ultrasound scanner at

پنجره‌گذاری (همراه با همپوشانی) داده‌های با فرکانس رادیویی یا تصاویر التراسوند ثبت شده از نمونه در دو مرحله متوالی اعمال نیرو به نمونه و اعمال این تابع روی پنجره‌های متناظر از داده‌های با فرکانس رادیویی یا تصاویر التراسوند، میدان جابه‌جایی ایجاد شده در نمونه قابل محاسبه است. متغیرها و ویژگی‌های مکانیکی مختلفی از نمونه مانند کرنش از روی نتایج تخمین توزیع جابه‌جایی تعیین می‌شوند.

اگر چه با استفاده از روش تخمین حرکت مبتنی بر تابع همبستگی متقابل می‌توان به تخمین‌های بسیار دقیق از حرکت ایجاد شده در بافت مورد بررسی در روش الاستوگرافی با التراسوند دست یافت، لزوم بهبود سرعت الگوریتم متعارف تخمین جابه‌جایی (و کرنش) به دلیل بار محاسباتی بالای آن به خصوص در صورتی که نتایج تخمین جابه‌جایی از روی سیگنال‌های با فرکانس رادیویی به دست آیند، با هدف دستیابی به روش تخمین جابه‌جایی دقیق و کارآمد احساس می‌شود. روش همبستگی متقابل بهبود یافته پیشنهادی از جست‌وجوی هدایت شده به جای جست‌وجوی کامل بهره می‌برد. از بررسی رابطه تابع همبستگی متقابل و الگوریتم تخمین جابه‌جایی پیشنهادی نتیجه گرفته می‌شود که محدود نمودن ناحیه جست‌وجو با بهره‌گیری از جست‌وجوی هدایت شده که در بخش پنجم توضیح داده شده است، سبب می‌شود تعداد لگ‌های لحاظ شده در محاسبه مقدار ماکزیمم همبستگی متقابل برای دو پنجره متناظر از داده‌های با فرکانس رادیویی (پس از افزایش نمونه داده‌های با فرکانس رادیویی) از ۲۴۰۱ لگ به ۲۵ لگ کاهش یابد. این مساله سبب افزایش قابل توجه سرعت الگوریتم تخمین جابه‌جایی مبتنی بر روش همبستگی متقابل و حصول نتایج در زمانی کمتر از ۳۰ ثانیه می‌شود. نتایج مقایسه تخمین‌های جابه‌جایی و کرنش با استفاده از روش‌های همبستگی متقابل بهبود یافته پیشنهادی و کمینه‌سازی تحلیلی بر حصول تخمین‌های دقیق از جابه‌جایی و کرنش با وجود کاهش قابل توجه حجم محاسبات دلالت دارند.

وابستگی نتایج تخمین جابه‌جایی به ابعاد پنجره‌های در نظر گرفته شده روی سیگنال‌ها یا تصاویر التراسوند ثبت شده از نمونه مورد بررسی پس از اعمال تحریک‌های مختلف بر آن، میزان همپوشانی پنجره‌ها، ماکزیمم لگ لحاظ شده در محاسبه همبستگی متقابل برای دو پنجره متناظر در نظر گرفته شده روی سیگنال‌ها یا تصاویر التراسوند و میزان افزایش نمونه سیگنال‌ها یا تصاویر التراسوند و سایر پارامترهایی که بر نتایج تخمین موثر هستند و در بخش چهارم به آنها اشاره شده است، بر لزوم ادامه تحقیقات در راستای ارزیابی الگوریتم‌هایی دلالت دارد که امکان تعیین خودکار مقادیر بهینه را برای پارامترهای مذکور با توجه به ویژگی‌های تحریک اعمالی و خصوصیات سیگنال‌ها یا تصاویر التراسوند ثبت شده میسر سازد.

تشکر و قدردانی: نویسندگان از دکتر حسن ریواز (استاد دانشکده مهندسی برق و کامپیوتر دانشگاه کنکور دیا کانادا) به دلیل فراهم نمودن امکان ارزیابی نتایج به دست آمده در این پژوهش تشکر و قدردانی می‌نمایند.

تأییدیه اخلاقی: این مقاله تاکنون در نشریه دیگری (به طور کامل یا بخشی از آن) به چاپ نرسیده و همچنین برای بررسی یا چاپ به نشریه دیگری فرستاده نشده است.

تعارض منافع: بدین وسیله نویسندگان اعلام می‌کنند این اثر حاصل یک پژوهش مستقل بوده و هیچ گونه تضاد منافی با سازمان‌ها و اشخاص دیگری ندارد.

سهم نویسندگان: مریم مهدی زاده دستجردی (نویسنده اول)،

Ferroelectrics and Frequency Control. 2004;51(4):396-409.

30- de Korte CL, van der Steen AF, Céspedes EI, Pasterkamp G, Carlier SG, Mastik F, et al. Characterization of plaque components and vulnerability with intravascular ultrasound elastography. *Physics in Medicine & Biology*. 2000;45(6):1465-1475.

31- Kaluzynski K, Chen X, Emelianov SY, Skovoroda AR, O'Donnell M. Strain rate imaging using two-dimensional speckle tracking. *IEEE Transactions on Ultrasonics Ferroelectrics and Frequency Control*. 2001;48(4):1111-1123.

32- Lee WN, Ingrassia CM, Fung-Kee-Fung SD, Costa KD, Holmes JW, Konofagou EE. Theoretical quality assessment of myocardial elastography with in vivo validation. *IEEE Transactions on Ultrasonics Ferroelectrics and Frequency Control*. 2007;54(11):2233-2245.

33- Walker WF, Fernandez FJ, Negron LA. A method of imaging viscoelastic parameters with acoustic radiation force. *Physics in Medicine & Biology*. 2000;45(6):1437-1447.

34- Fatemi M, Greenleaf JF. Probing the dynamics of tissue at low frequencies with the radiation force of ultrasound. *Physics in Medicine & Biology*. 2000;45(6):1449-1464.

35- Nightingale KR, Palmeri ML, Nightingale RW, Trahey GE. On the feasibility of remote palpation using acoustic radiation force. *Journal of the Acoustical Society of America*. 2001;110(1):625-634.

36- Eskandari H, Salcudean SE, Rohling R. Viscoelastic parameter estimation based on spectral analysis. *IEEE Transactions on Ultrasonics Ferroelectrics and Frequency Control*. 2008;55(7):1611-1625.

37- Eskandari H, Salcudean SE, Rohling R, Ohayon J. Viscoelastic characterization of soft tissue from dynamic finite element models. *Physics in Medicine & Biology*. 2008;53(22):6569-6590.

38- Papazoglou S, Hamhaber U, Braun J, Sack I. Algebraic Helmholtz inversion in planar magnetic resonance elastography. *Physics in Medicine & Biology*. 2008;53(12):3147-3158.

39- Muthupillai R, Lomas DJ, Rossman PJ, Greenleaf JF, Manduca A, Ehman RL. Magnetic resonance elastography by direct visualization of propagating acoustic strain waves. *Science*. 1995;269(5232):1854-1857.

40- Venkatesh SK, Yin M, Ehman RL. Magnetic resonance elastography of liver: Technique, analysis, and clinical applications. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*. 2013;37(3):544-555.

41- Jurvelin JS, Buschmann MD, Hunziker EB. Optical and mechanical determination of Poisson's ratio of adult bovine humeral articular cartilage. *Journal of Biomechanics*. 1997;30(3):235-241.

42- Dastjerdi MM, Mahloojifar A. Optical elastography: From theory to clinical applications. *Lasers in Medicine*. 2008;5(3-4):6-20. [Persian]

43- Céspedes I, Ophir J, Ponnekanti H, Maklad N. Elastography: Elasticity imaging using ultrasound with application to muscle and breast in vivo. *Ultrasonic Imaging*. 1993;15(2):73-88.

44- Thitaikumar A, Mobbs LM, Kraemer-Chant CM, Garra BS, Ophir J. Breast tumor classification using axial shear strain elastography: A feasibility study. *Physics in Medicine & Biology*. 2008;53(17):4809-4823.

quasi real-time rates. *IEEE Transactions on Ultrasonics Ferroelectrics and Frequency Control*. 2006;53(10):1832-1843.

16- Liao YY, Li CH, Tsui PH, Chang CC, Kuo WH, Chang KJ, et al. Discrimination of breast microcalcifications using a strain-compounding technique with ultrasound speckle factor imaging. *IEEE Transactions on Ultrasonics Ferroelectrics and Frequency Control*. 2014;61(6):955-965.

17- Hansen HH, Saris AE, Vaka NR, Nillesen MM, de Korte CL. Ultrafast vascular strain compounding using plane wave transmission. *Journal of Biomechanics*. 2014;47(4):815-823.

18- Rivaz H, Rohling R. An active dynamic vibration absorber for a hand-held vibro-elastography probe. *Journal of Vibration and Acoustics*. 2007;129(1):101-112.

19- Ophir J, Céspedes I, Ponnekanti H, Yazdi Y, Li X. Elastography: A quantitative method for imaging the elasticity of biological tissues. *Ultrasonic Imaging*. 1991;13(2):111-134.

20- Ophir J, Alam SK, Garra B, Kallel F, Konofagou E, Krouskop T, et al. Elastography: Ultrasonic estimation and imaging of the elastic properties of tissues. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers Part H Journal of Engineering in Medicine*. 1999;213(3):203-233.

21- Hall TJ, Zhu Y, Spalding CS. In vivo real-time freehand palpation imaging. *Ultrasound in Medicine and Biology*. 2003;29(3):427-435.

22- Lerner RM, Huang SR, Parker KJ. "Sonoelasticity" images derived from ultrasound signals in mechanically vibrated tissues. *Ultrasound in Medicine and Biology*. 1990;16(3):231-239.

23- Parker KJ, Huang SR, Musulin RA, Lerner RM. Tissue response to mechanical vibrations for "sonoelasticity imaging". *Ultrasound in Medicine and Biology*. 1990;16(3):241-246.

24- Hoyt K, Parker KJ, Rubens DJ. Real-time shear velocity imaging using sonoelastographic techniques. *Ultrasound in Medicine and Biology*. 2007;33(7):1086-1097.

25- Turgay E, Salcudean S, Rohling R. Identifying the mechanical properties of tissue by ultrasound strain imaging. *Ultrasound in Medicine and Biology*. 2006;32(2):221-235.

26- Chen S, Urban MW, Pislaru C, Kinnick R, Zheng Y, Yao A, et al. Shearwave Dispersion Ultrasound Vibrometry (SDUV) for measuring tissue elasticity and viscosity. *IEEE Transactions on Ultrasonics Ferroelectrics and Frequency Control*. 2009;56(1):55-62.

27- Bercoff J, Chaffai S, Tanter M, Sandrin L, Catheline S, Fink M, et al. In vivo breast tumor detection using transient elastography. *Ultrasound in Medicine and Biology*. 2003;29(10):1387-1396.

28- Catheline S, Gennisson JL, Delon G, Fink M. Viscoelastic properties of soft solids using transient elastography. *Proceedings of Second International Conference on the Ultrasonic Measurement and Imaging of Tissue Elasticity, Corpus Christi, Texas, USA, October 12-15, 2003. Sutton: International Tissue Elasticity ConferenceTM; 2003. p. 25.*

29- Bercoff J, Tanter M, Fink M. Supersonic shear imaging: A new technique for soft tissue elasticity mapping. *IEEE Transactions on Ultrasonics*

- processing. IEEE Ultrasonics Symposium, 3-6 Nov, 1996, San Antonio, TX, USA. Piscataway: IEEE; 1996.
- 61- Pesavento A, Perrey C, Krueger M, Ermert H. A time-efficient and accurate strain estimation concept for ultrasonic elastography using iterative phase zero estimation. IEEE Transactions on Ultrasonics Ferroelectrics and Frequency Control. 1999;46(5):1057-1067.
- 62- Varghese T, Ophir J. Performance optimization in elastography: Multicompression with temporal stretching. Ultrasonic Imaging. 1996;18(3):193-214.
- 63- Konofagou EE, Ophir J, Kallel F, Varghese T. Elastographic dynamic range expansion using variable applied strains. Ultrasonic Imaging. 1997;19(2):145-166.
- 64- Kallel F, Ophir J. A least-squares strain estimator for elastography. Ultrasonic Imaging. 1997;19(3):195-208.
- 65- Alam SK, Ophir J, Konofagou EE. An adaptive strain estimator for elastography. IEEE Transactions on Ultrasonics Ferroelectrics and Frequency Control. 1998;45(2):461-472.
- 66- Varghese T, Ophir J. A theoretical framework for performance characterization of elastography: The strain filter. IEEE Transactions on Ultrasonics Ferroelectrics and Frequency Control. 1997;44(1):164-172.
- 67- Varghese T, Ophir J. An analysis of elastographic contrast-to-noise ratio. Ultrasound in Medicine and Biology. 1998;24(6):915-924.
- 68- Srinivasan S, Righetti R, Ophir J. Trade-offs between the axial resolution and the signal-to-noise ratio in elastography. Ultrasound in Medicine and Biology. 2003;29(6):847-866.
- 69- Pesavento A, Lorenz A, Siebers S, Ermert H. New real-time strain imaging concepts using diagnostic ultrasound. Physics in Medicine & Biology. 2000;45(6):1423-1435.
- 70- Shiina T, Nitta N, Ueno E, Bamber JC. Real time tissue elasticity imaging using the combined autocorrelation method. Journal of Medical Ultrasonics. 2002;29(3):119-128.
- 71- Heimdal A, Støylen A, Torp H, Skjaerpe T. Real-time strain rate imaging of the left ventricle by ultrasound. Journal of the American Society of Echocardiography. 1998;11(11):1013-1019.
- 72- Heimdal A, D'hooge J, Bijnens B, Sutherland G, Torp H. In vitro validation of in-plane strain rate imaging, a new ultrasound technique for evaluating regional myocardial deformation based on tissue Doppler imaging. Echocardiography. 1998;18(8 Pt 2):S40.
- 73- Bohs LN, Friemel BH, Trahey GE. Experimental velocity profiles and volumetric flow via two-dimensional speckle tracking. Ultrasound in Medicine and Biology. 1995;21(7):885-898.
- 74- Konofagou E, Ophir J. A new elastographic method for estimation and imaging of lateral displacements, lateral strains, corrected axial strains and Poisson's ratios in tissues. Ultrasound in Medicine and Biology. 1998;24(8):1183-1199.
- 75- Chen H, Shi H, Varghese T. Improvement of elastographic displacement estimation using a two-step cross-correlation method. Ultrasound in Medicine and Biology. 2007;33(1):48-56.
- 76- Viola F, Walker WF. A comparison of the performance of time-delay estimators in medical ultrasound. IEEE Transactions on Ultrasonics Ferroelectrics and Frequency Control. 2003;50(4):392-401.
- 45- Papazoglou S, Xu C, Hamhaber U, Siebert E, Bohner G, Klingebiel R, et al. Scatter-based magnetic resonance elastography. Physics in Medicine & Biology. 2009;54(7):2229-2241.
- 46- Oliphant TE. Direct methods for dynamic elastography reconstruction: Optimal inversion of the interior Helmholtz problem [Dissertation]. Rochester: Mayo Graduate School; 2001.
- 47- Sarvazyan AP, Rudenko OV, Swanson SD, Fowlkes JB, Emelianov SY. Shear wave elasticity imaging: A new ultrasonic technology of medical diagnostics. Ultrasound in Medicine and Biology. 1998;24(9):1419-1435.
- 48- Righetti R, Ophir J, Srinivasan S, Krouskop TA. The feasibility of using elastography for imaging the Poisson's ratio in porous media. Ultrasound in Medicine and Biology. 2004;30(2):215-228.
- 49- Skovoroda AR, Emelianov SY, O'Donnell M. Tissue elasticity reconstruction based on ultrasonic displacement and strain images. IEEE Transactions on Ultrasonics Ferroelectrics and Frequency Control. 1995;42(4):747-765.
- 50- Barbone PE. A variational formulation leading to direct elastic modulus reconstruction. Proceedings of Second International Conference on the Ultrasonic Measurement and Imaging of Tissue Elasticity, Corpus Christi, Texas, USA, October 12-15, 2003. Sutton: International Tissue Elasticity Conference™; 2003. p. 67.
- 51- Ophir J, Céspedes I, Garra BS, Ponnekanti H, Huang Y, Maklad N. Elastography: Ultrasonic imaging of tissue strain and elastic modulus in vivo. European Journal of Ultrasound. 1996;3(1): 49-70.
- 52- Varghese T. Imaging elastographic properties of soft tissues using ultrasound. American Association of Physicists in Medicine (AAPM) 46th Annual Meeting, Pittsburgh, Pennsylvania, US, July 21-24, 2004. Virginia: American Association of Physicists in Medicine (AAPM); 2004.
- 53- Ramalli A. Development of novel ultrasound techniques for imaging and elastography: From simulation to real-time implementation. Firenze: Firenze University Press; 2013.
- 54- Konofagou EE, Varghese T, Ophir J, Alam SK. Power spectral strain estimators in elastography. Ultrasound in Medicine and Biology. 1999;25(7):1115-1129.
- 55- O'Donnell M, Skovoroda AR, Shapo BM. Measurement of arterial wall motion using Fourier based speckle tracking algorithms. IEEE Ultrasonics Symposium, 8-11 Dec, 1991, Orlando, FL, USA. Piscataway: IEEE; 1991.
- 56- Varghese T, Bilgen M, Ophir J. Multiresolution imaging in elastography. IEEE Transactions on Ultrasonics Ferroelectrics and Frequency Control. 1998;45(1):65-75.
- 57- Talhami HE, Wilson LS, Neale ML. Spectral tissue strain: A new technique for imaging tissue strain using intravascular ultrasound. Ultrasound in Medicine and Biology. 1994;20(8):759-772.
- 58- Varghese T, Konofagou EE, Ophir J, Alam SK, Bilgen M. Direct strain estimation in elastography using spectral cross-correlation. Ultrasound in Medicine and Biology. 2000;26(9):1525-1537.
- 59- Ophir J, Alam SK, Garra BS, Kallel F, Konofagou EE, Krouskop T, et al. Elastography: Imaging the elastic properties of soft tissues with ultrasound. Journal of Medical Ultrasonics (2001). 2002;29(4):155.
- 60- Shiina T, Doyley MM, Bamber JC. Strain imaging using combined RF and envelope autocorrelation

- of breast cancer in vivo. Proceedings of the ASME 2012 International Mechanical Engineering Congress and Exposition, November 9-15, 2012, Houston, Texas, USA. New York: ASME; 2012. pp. 941-951.
- 88- Lemoigne Y, Caner A, Rahal G, editors. Physics for medical imaging applications. Dordrecht: Springer; 2007.
- 89- Pellet-Barakat C, Frouin F, Insana MF, Herment A. Ultrasound elastography based on multiscale estimations of regularized displacement fields. IEEE Transactions on Medical Imaging. 2004;23(2):153-163.
- 90- Chernak Slane L, Thelen DG. The use of 2D ultrasound elastography for measuring tendon motion and strain. Journal of Biomechanics. 2014;47(3):750-754.
- 91- Ma C, Varghese T. Comparison of cardiac displacement and strain imaging using ultrasound radiofrequency and envelope signals. Ultrasonics. 2013;53(3):782-792.
- 92- Lopata RG, Nillesen MM, Hansen HH, Gerrits IH, Thijssen JM, de Korte CL. Performance evaluation of methods for two-dimensional displacement and strain estimation using ultrasound radio frequency data. Ultrasound in Medicine and Biology. 2009;35(5):796-812.
- 93- Zahiri-Azar R, Salcudean SE. Motion estimation in ultrasound images using time domain cross correlation with prior estimates. IEEE Transactions on Biomedical Engineering. 2006;53(10):1990-2000.
- 94- Hoyt K, Forsberg F, Ophir J. Comparison of shift estimation strategies in spectral elastography. Ultrasonics. 2006;44(1):99-108.
- 95- Rivaz H, Boctor E, Foroughi P, Zellars R, Fichtinger G, Hager G. Ultrasound elastography: A dynamic programming approach. IEEE Transactions on Medical Imaging. 2008;27(10):1373-1377.
- 96- Rivaz H, Boctor EM, Choti MA, Hager GD. Real-time regularized ultrasound elastography. IEEE Transactions on Medical Imaging. 2011;30(4):928-945.
- 77- Luo J, Konofagou E. A fast normalized cross-correlation calculation method for motion estimation. IEEE Transactions on Ultrasonics Ferroelectrics and Frequency Control. 2010;57(6):1347-1357.
- 78- Céspedes I, Huang Y, Ophir J, Spratt S. Methods for estimation of subsample time delays of digitized echo signals. Ultrasonic Imaging. 1995;17(2):142-171.
- 79- Varghese T, Ophir J, Konofagou E, Kallel F, Righetti R. Tradeoffs in elastographic imaging. Ultrasonic Imaging. 2001;23(4):216-248.
- 80- Varghese T, Ophir J. Enhancement of echo-signal correlation in elastography using temporal stretching. IEEE Transactions on Ultrasonics Ferroelectrics and Frequency Control. 1997;44(1):173-180.
- 81- Garra BS. Tissue elasticity imaging using ultrasound. Applied Radiology. 2011;40(4):24.
- 82- Righetti R, Ophir J, Ktonas P. Axial resolution in elastography. Ultrasound in Medicine and Biology. 2002;28(1):101-113.
- 83- Walker WF, Trahey GE. A fundamental limit on delay estimation using partially correlated speckle signals. IEEE Transactions on Ultrasonics Ferroelectrics and Frequency Control. 1995;42(2):301-308.
- 84- Fenster A, Lacefield JC, editors. Ultrasound imaging and therapy. 1st Edition. Boca Raton: CRC Press; 2015. p. 241.
- 85- Rivaz H, Fleming I, Assumpcao L, Fichtinger G, Hamper U, Choti M, et al. Ablation monitoring with elastography: 2D in-vivo and 3D ex-vivo studies. Medical Image Computing and Computer Assisted Intervention. 2008;11(Pt 2):458-466.
- 86- Han Y, Kim DW, Kwon HJ. Application of digital image cross-correlation and smoothing function to the diagnosis of breast cancer. Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials. 2012;14:7-18.
- 87- Sayed A, Layne G, Abraham J, Mukdadi O. 3D ultrasound elastographic imaging and characterization