

## Novel Methods For Elastography of Soft Tissue Using Ultrasound Waves

M. H. Moradi<sup>1\*</sup>, M. S. Manuchehri<sup>2</sup>, R. IraniRad<sup>3</sup>

<sup>1</sup>Department of Biomedical Engineering, AmirKabir University of Technology  
mhmoradi@aut.ac.ir

<sup>2</sup> Department of Biomedical Engineering, AmirKabir University of Technology

<sup>3</sup>Tehran Gastroenterology and Hepatology Center

---

### Abstract

During the centuries, palpation has always been a crucial procedure in diagnosing the diseases. At first, these procedures were invasive, but nowadays numerous attempts by the name of elastography have been made for reaching to noninvasive methods. Elastography's basic data is tissue's relative displacement which is tracked by ultrasound waves. First in these systems in order to attain the displacement's gradient, an image of tissue is taken and then it is compared to image of that same tissue after applying a small mechanical impulse into it. Mechanical strain is calculated by estimating the displacement's gradient and demonstrated as an image with gray levels named elastogram (strain's image). Based on how the mechanical vibration is given, ultrasound-elastography will separate into four categories as follows: static, dynamic, shear-wave and passive elastography. In static-elastography, the force is applied manually by the clinician and therefore it depends on operator's skill and cannot be considerable. In dynamic type the movement of tissue is constantly provided by an external vibrator, so in order to prevent the interference of impulses we must use a rapid imaging system that eventually will cost extra expense and unavailability. Shear-wave elastography which currently is the most common method used in elastography systems, has an external vibrator like dynamic method, but due to momentary impulses, it skips the problem of impulse interference. In passive method, physiologic movements of body will be given to tissue as its vibration. This technique is hypothetical yet.

**Keywords:** Tissue Stiffness; Transient Elastography; Static Elastography; Shear Wave; RF Signal Processing

---

\* Corresponding author

Address: Mohammad Hasan Moradi, Department of Biomedical Engineering, AmirKabir University of Technology, Hafez St., Tehran, I.R.Iran

Tel: +98 21 6495655

Fax: +98 21 6495655

E-mail: mhmoradi@aut.ac.ir

## روش‌های نوین الاستوگرافی بافت نرم با امواج فراصوت

محمدحسن مرادی<sup>۱\*</sup>، محمدسجاد منوچهری<sup>۲</sup>، رضا ایرانی راد<sup>۳</sup>

<sup>۱</sup> دانشگاه صنعتی امیرکبیر، دانشکده مهندسی پزشکی

mhmoradi@aut.ac.ir

<sup>۲</sup> دانشگاه صنعتی امیرکبیر، دانشکده مهندسی پزشکی

<sup>۳</sup> مرکز مشاوره بیماری‌های گوارش و کبد تهران

### چکیده

بررسی میزان سفتی بافت، یکی از روش‌های مهم تشخیص بیماری‌ها است. این روش در ابتدا به صورت تهاجمی بوده ولی امروزه تلاش‌های متعددی برای دستیابی به روش‌های غیرتهاجمی، تحت عنوان الاستوگرافی صورت پذیرفته است. داده پایه‌ای که در الاستوگرافی مورد استفاده قرار می‌گیرد، جابجایی نسبی بافت است که به کمک امواج فراصوت رصد می‌شود. در این سیستم‌ها، برای بدست آوردن میدان جابجایی، ابتدا یک تصویر از بافت اصلی تهیه شده و سپس با تصویری که از همان بافت پس از اعمال اندکی تحریک مکانیکی گرفته شده است، مقایسه می‌شود. کرنش (استرین) مکانیکی با محاسبه گرادیان تخمین میدان جابجایی، به صورت تصویری با سطوح خاکستری که الاستوگرام (تصویر کرنش) نام دارد، نمایش داده می‌شود. بر اساس نحوه ایجاد تحریکات مکانیکی در بافت، الاستوگرافی با امواج فراصوت به چهار دسته الاستوگرافی استاتیک، دینامیک، موج برشی و غیرفعال تقسیم بندی می‌شوند. در نوع استاتیک اعمال نیرو به بافت توسط پزشک انجام می‌شود که به دلیل وابستگی به مهارت پزشک، نتایج قابل استناد نیست. در نوع دینامیک حرکت بافت توسط لرزاننده خارجی به صورت ممتد انجام می‌شود که برای جلوگیری از تداخل تحریکات باید از سیستم‌های تصویربرداری فوق سریع بهره گرفت که مشکلات عدم دسترسی و هزینه بالا را در پی خواهد داشت. الاستوگرافی مبتنی بر موج برشی که امروزه به عنوان روش غالب در سیستم‌های الاستوگرافی مورد استفاده قرار گرفته است، مانند روش دینامیک دارای لرزاننده خارجی بوده ولی چون تحریک به صورت لحظه‌ای اعمال می‌شود، مشکل تداخل تحریکات را ندارد. در روش غیرفعال، از حرکات فیزیولوژیکی بدن برای اعمال نیرو به بافت استفاده می‌شود. این روش در حال حاضر در مرحله تحقیقاتی است.

کلیدواژگان: سفتی سنجی (الاستوگرافی)؛ الاستوگرافی استاتیک؛ الاستوگرافی گذرا؛ موج برشی؛ پردازش سیگنال‌های RF

عهده‌دار مکاتبات

نشانی: تهران، خیابان حافظ، دانشگاه صنعتی امیرکبیر، دانشکده مهندسی پزشکی

تلفن: ۰۲۱۶۹۵۶۵۵، دورنگار: ۰۲۱۶۹۵۶۵۵، پیام نگار: mhmoradi@aut.ac.ir

## ۱- مقدمه

خواص ارتجاعی بافت‌های نرم به ساختار مولکولی اجزاء تشکیل دهنده و ویژگی‌های ماکروسکوپی آن، مانند توزیع بافت بنیادی و اجزای رابط بستگی دارد. بررسی آسیب-شناسی و تحلیل‌های بافت‌شناسی ضایعات مختلف ثابت کرده است که تغییرات در بافت‌ها مانند ایجاد تومورهای سرطانی سبب ایجاد تغییر در ساختار ماکروسکوپی و میکروسکوپی بافت می‌گردند. این تغییرات عموماً با تغییر در میزان سفتی همراه می‌باشند.

پارامتر سفتی بافت که تابعی از ضریب ارتجاعی و شکل هندسی آن می‌باشد، نمی‌تواند به طور مستقیم اندازه‌گیری شود. به منظور اندازه‌گیری این پارامتر می‌بایست یک محرک مکانیکی در بافت سیر کرده، سپس با استفاده از ابزارهای ردیابی، حرکت‌های داخلی ایجاد شده در بافت آشکارسازی شود. برای این منظور، می‌توان از سیستم تصویربرداری فراصوت، تشدید مغناطیسی، سایر سیستم‌های تصویربرداری تشخیصی و حتی روش‌های نوری، مانند روش هم‌دوسی نوری<sup>۱</sup> استفاده کرد. این سیستم‌ها قابلیت ردیابی حرکت‌های بسیار جزئی در بافت با دقت بالا را میسر می‌کنند. گزیده‌ای از کاربردهای روش الاستوگرافی به شرح زیر است.

- تشخیص غدد متراکم در بافت‌های نرم مانند بافت سینه  
- ایجاد تمایز بین غدد خوش‌خیم و بدخیم با مقایسه تصاویر سونوگرافی و الاستوگرافی؛ ابعاد غده خوش‌خیم در تصاویر سونوگرافی بزرگ‌تر و در تصاویر الاستوگرافی کوچکتر است.

برای غده بدخیم عکس این موضوع صادق است [1]

- تخمین خصوصیات مواد متخلخل ارتجاعی؛ بافت متخلخل ارتجاعی به گونه‌ای از بافت اطلاق می‌شود که دارای یک شبکه بهم پیوسته متخلخل بوده و توسط سیالی مانند آب یا مایع درون بافتی اشباع شده است. مغز، غضروف، استخوان، ماهیچه و بافت‌های نرم متورم<sup>۲</sup>، مثال‌هایی از این نوع بافت می‌باشند.

- تشخیص مناطق آسیب دیده در بافت برای روش اعمال امواج فراصوت متمرکز شدت بالا<sup>۳</sup>؛ این روش یکره

کار درمانی بسیار دقیق به منظور گرم کردن محلی از بافت آسیب دیده و در نابود کردن آن از طریق فرسایش گرمایی است. انرژی لازم توسط تابش امواج فراصوت متمرکز شده، حاصل می‌شود. کاربردهای این روش در درمان سفتی حاد بافت رحم، انواع تومورهای خوش‌خیم، برخی موارد جراحی مغز و سرطان پروستات می‌باشد.

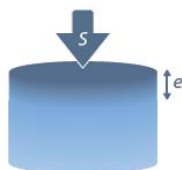
- تخمین ویژگی‌های بافت مانند نسبت پواسون<sup>۴</sup>، پویایی مناطق آسیب دیده، ضریب ارتجاعی؛ از این قابلیت برای اندازه‌گیری سفتی بافت نرم استفاده می‌شود.

- قابلیت ترسیم اجزای بافت در یک اندام معمولی برای یک ساختار معین؛ این مزیت به دلیل کیفیت تصویربرداری بالا میسر شده و به طور مثال برای بافت کلیه و پروستات این گونه ترسیم‌ها رایج است.

- قابلیت تصویرسازی کشش پله‌ای موجود در ماهیچه‌های بطنی در طول سیکل قلبی. در این حالت تصاویر الاستوگرام توزیع کشش را از قسمت خارجی عضله قلب<sup>۵</sup> تا حفره بطنی نشان می‌دهند و قطبی‌شدگی‌های کشش‌های انقباضی (مثبت) و انبساطی (منفی) که در لحظات مختلف سیکل قلبی و در طول دیواره بطنی مرتباً در حال تغییر جهت گیری است را به صورت مشخص نشان می‌دهند.

## ۱-۱- ضریب یانگ

سفتی بافت با استفاده از یک کمیت فیزیکی به نام ضریب یانگ<sup>۶</sup> اندازه‌گیری می‌شود.



شکل ۶- تغییر شکل جسم سلب بر اثر فشردگی یکنواخت خارجی.

در شکل ۶، عامل فشردگی یکنواخت<sup>۷</sup> (S) از خارج به بافت اعمال شده و باعث تغییر شکل<sup>۸</sup> (e) در بافت می‌شود. هر چه بافت سخت‌تر باشد به ازای فشردگی یکنواخت مشخص، تغییر شکل کمتری در آن ایجاد می‌شود. رابطه بین

<sup>1</sup> Coherent light techniques

<sup>2</sup> Poroelastic

<sup>3</sup> Edema

<sup>4</sup> High-intensity focused ultrasound (HIFU)

<sup>5</sup> Poisson's ratio

<sup>6</sup> Epicardium

<sup>7</sup> Young's modulus

<sup>8</sup> Stress

<sup>9</sup> Strain

تغییر شکل و فشردگی یکنواخت در (۱) بیان شده است. ضریب یانگ به نسبت بین تغییر شکل و فشردگی یکنواخت اطلاق می‌شود.

$$E = \frac{S}{e} \quad (1)$$

ضریب یانگ با ضریب ارتجاعی (E) میزان سفتی بافت را توصیف می‌کند. هر چه بافت سخت‌تر باشد این کمیت بزرگ‌تر و در نتیجه میزان سفتی بافت بیشتر خواهد بود [2]. با وجود اینکه چگالی بافت سالم و ناسالم تقریباً یکسان در نظر گرفته می‌شود، اما ضریب ارتجاعی آن‌ها متفاوت است. مقادیر ضریب یانگ برای سه نوع بافت و در شرایط مختلف، طبق نتایج گزارش شده در مراجع [3, 4] در جدول ۱ آمده است.

جدول ۱: مقادیر ضریب یانگ در بافت‌های مختلف.

انواع بافت نرم		ضریب یانگ (E) بر حساب kPa	چگالی حساب $kg/m^3$
سینه	چربی در حد نرمال	۱۸ - ۲۴	۱۰۰۰ +/- ۸٪ (چگالی آب)
	دارای غده	۲۸ - ۶۶	
	فیروز <sup>۱۰</sup> شده	۹۶ - ۲۴۴	
پروستات	کارسینوما <sup>۱۱</sup> (سرطانی بدخیم)	۲۲ - ۵۶۰	
	ضایعه قدامی نرمال	۵۵ - ۶۳	
	ضایعه خلفی نرمال	۶۲ - ۷۱	
	BPH	۳۶ - ۴۱	
بافت کبد	کارسینوما (سرطانی بدخیم)	۹۶ - ۲۴۱	
	نرمال	۰/۴ - ۶	
	سیروز <sup>۱۲</sup>	۱۵ - ۱۰۰	

## ۱-۲- انواع موج مکانیکی

اگر تحریک اعمالی به بافت پیچیده‌تر از یک فشردگی استاتیکی باشد؛ مانند یک پالس گذرایا ممتد، باعث تولید و انتشار امواج مکانیکی در بافت می‌شود. این امواج را می‌توان به دو دسته تقسیم کرد.

امواج فشردگی: این امواج از طریق تولید لایه‌های فشرده متوالی و با سرعت بالاتر بافت منتشر می‌شوند. سرعت حرکت این موج تقریباً ۱۵۰۰ متر بر ثانیه است. سیگنال‌های بازگشتی که از این امواج به واسطه تفرق در بافت ایجاد می‌شوند، در تصویربرداری فراصوت مورد استفاده قرار می‌گیرند.

امواج برشی: سرعت این امواج کمتر از امواج فشردگی بوده و به وسیله تولید یک نیروی سطحی مماسی بین لایه‌های بافت انتشار می‌یابد. این امواج با سرعتی در حدود ۱ تا ۱۰ متر بر ثانیه در بافت سیر می‌کنند. هر چه ضریب ارتجاعی بافت مورد بررسی بیشتر باشد، سرعت انتشار موج برشی نیز افزایش می‌یابد. رابطه بین سرعت انتشار موج برشی و ضریب ارتجاعی توسط (۲) تعیین می‌شود.

$$E = 3\rho c^2 \quad (2)$$

$\rho$  چگالی بافت بر حسب  $kg/m^3$  است. با توجه به اینکه چگالی بافت تقریباً مشخص است ( $1000 kg/m^3$ )، با اندازه‌گیری سرعت انتشار موج می‌توان ضریب ارتجاعی و به عبارتی میزان سفتی بافت را تعیین کرد. در نتیجه مسئله تعیین سفتی بافت به مسئله اندازه‌گیری سرعت سیر موج برشی در بافت تغییر می‌کند. برای این منظور راه کارهای متفاوتی تحت عنوان الاستوگرافی پیشنهاد شده است.

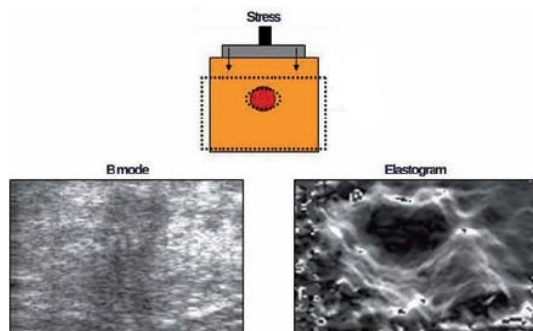
در این مقاله، ابتدا با معرفی انواع روش‌های الاستوگرافی، بر روی الاستوگرافی با امواج فراصوت متمرکز شده، مزایا و معایب هر روش را بیان می‌کنیم. سپس به بررسی دقیق‌تر الاستوگرافی گذرا به عنوان روشی کارا و متداول خواهیم پرداخت. نحوه پردازش سیگنال‌های رادیویی در کاربرد سفتی سنجی و دستگاه فایبرواسکن به عنوان ابزار

<sup>10</sup>Fibrous

<sup>11</sup>Carcinoma

<sup>12</sup>Cirrhosis

شد. دستگاه‌ها کیفیت تصویر را به صورت یک عدد یا درجه به کاربر نشان می‌دهند تا کاربر بهترین تصویر را انتخاب کند. در این روش تغییر شکل ایجاد شده به وسیله نیروی فشرده کننده یکنواخت توسط پوینده<sup>۱۴</sup> فراصوت محاسبه می‌شود. نمونه‌ای از دو تصویر تهیه شده با امواج فراصوت و الاستوگرافی در شکل ۷ نشان داده شده است.



شکل ۷- مقایسه تصاویر الاستوگرافی استاتیک و تصویر فراصوت [5].

همان طور که در شکل ۷ مشخص است، در الاستوگرافی اطلاعاتی وجود دارد که در تصویر B mode قابل مشاهده نیستند. با توجه به اینکه در روش الاستوگرافی استاتیک مقدار تنش مکانیکی ایجاد شده در بافت مشخص نیست، نمی‌توان ضریب ارتجاعی را با استفاده از رابطه (۲) به دست آورد. بنابراین الاستوگرافی استاتیک یک روش کیفی ارزیابی می‌شود. تکرارپذیری کم، وابستگی به اپراتور و عدم وجود اطلاعات کمی از ضریب ارتجاعی بافت، از معایب اصلی این روش است. علاوه بر این، روش الاستوگرافی استاتیک برای بافت‌های سطحی بدن طراحی و پیاده سازی شده و برای استفاده در بافت‌های عمیق‌تر مناسب نمی‌باشد.

## ۲-۲- الاستوگرافی دینامیک

در الاستوگرافی دینامیک از یک لرزش پیوسته تک فرکانس به منظور تحریک بافت استفاده شده و از طریق آنالیز امواج استاتیک تولید شده از بافت، ضریب ارتجاعی بافت محاسبه می‌شود. الاستوگرافی دینامیک به خوبی در

اندازه‌گیری الاستوگرافی گذرادر انتهای مقاله بررسی خواهند

## ۲- روش‌های مختلف الاستوگرافی

با در نظر گرفتن راه‌های مختلف شناخت ویژگی‌های ماکروسکوپی بافت، می‌توان روش الاستوگرافی را به سه دسته زیر تقسیم کرد:

۱- الاستوگرافی فراصوت

۲- الاستوگرافی تشدید مغناطیسی

۳- الاستوگرافی نوری

در ادامه با توجه به هدف این مقاله، روش الاستوگرافی فراصوت مورد بررسی قرار می‌گیرد. روش‌های الاستوگرافی بر اساس نحوه ایجاد تحریک مکانیکی در بافت به چهار نوع مختلف تقسیم‌بندی می‌شوند:

۱- الاستوگرافی استاتیک

۲- الاستوگرافی دینامیک

۳- الاستوگرافی غیر فعال

۴- الاستوگرافی مبتنی بر موج برشی<sup>۱۳</sup>

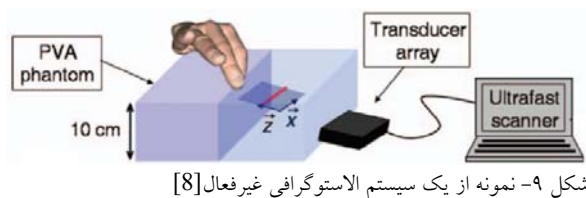
### ۲-۱- الاستوگرافی استاتیک

این نوع الاستوگرافی، یکی از رایج‌ترین روش‌های تصویربرداری ارتجاعی از بافت می‌باشد. در این روش یک فشار ثابت و بسیار کوچک اعمال شده و جابجایی بافت در هر عمق با استفاده از تابع همبستگی متقابل سنجیده می‌شود. نرخ تغییر در مقدار جابجایی هر جزء از بافت، تابعی از فاصله آن تا منبع تحریک و کرنش مکانیکی بافت در آن نقطه است. این جابجایی برای بافت‌هایی که به پروب نزدیک‌تر هستند بیشتر و برای آن‌هایی که دورترند کمتر خواهد بود. در این نوع الاستوگرافی برای رسیدن به تخمینی دقیق و قابل اعتماد از بافت باید مقدار فشار، جابجایی اعمال شده و همچنین شرایط موجود در مرز بافت مشخص باشد. نرخ تغییر به صورت تصویری از خاصیت ارتجاعی بافت نمایش داده می‌شود. تفسیر تصاویر حاصل از این روش از نظر پزشکی کاری مشکل تلقی می‌شود؛ زیرا اختلالات رایجی مانند اعمال فشار زیاد به مبدل باعث حرکت جانبی جرم و ایجاد نویز در تصاویر خواهد شد. معمولاً سازندگان این

<sup>13</sup> Shear wave

<sup>14</sup> Scanner

روش کمی است ولی به دلیل استفاده از دستگاه MRI، دارای



شکل ۹- نمونه از یک سیستم الاستوگرافی غیرفعال [8]

#### ۴-۲- الاستوگرافی مبتنی بر موج برشی

یکی از روش‌های نوین در بررسی خواص ارتجاعی بافت نرم، الاستوگرافی مبتنی بر موج برشی است. با استفاده از تولید و آنالیز امواج گذرای برشی در بافت می‌توان شاخصی کیفی و زمان حقیقی برای تعیین میزان سفتی بافت تعیین کرد. یکی از مزیت‌های مهم این روش، عدم وابستگی آن به میزان مهارت آزمایشگر است.

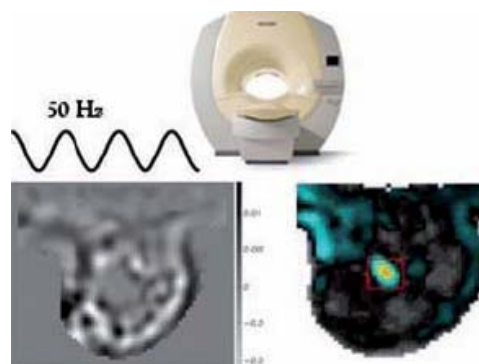
در روش الاستوگرافی مبتنی بر موج برشی، به دلیل استفاده از تحریک لرزشی گذرا، سفتی بافت‌های عمیق‌تر نیز قابل اندازه‌گیری است؛ این تحریک به گونه‌ای است که موج برشی در بافت به آهستگی حرکت کرده و به وسیله یک امواج فراصوت قابل رهگیری باشد. سرعت انتشار موج برشی به میزان ارتجاع بافت بستگی دارد.

ضریب ارتجاعی بافت به طور مستقیم با محاسبه سرعت موج برشی از طریق رابطه (۲) تعیین می‌گردد. الاستوگرافی مبتنی بر موج برشی تنها روشی است که قادر به تولید نتایج کمی و زمان حقیقی بوده و اطلاعات محلی از بافت را فراهم می‌کند. پیاده سازی این روش به عنوان یک روش تصویربرداری به تکنولوژی بالایی در حوزه تصویربرداری پزشکی با امواج فراصوت نیاز دارد. نمونه‌ای از تصاویر الاستوگرافی موج برشی و فراصوت شکل ۱۰ نشان داده شده است.

در این روش قابلیت تفکیک پذیری تصاویر در حدود یک میلی‌متر بوده و نرخ تصویربرداری، از طریق زمان مورد نیاز برای اسکن کردن کل حجم مورد نظر قابل محاسبه می‌باشد. قابلیت سیستم‌های الاستوگرافی موج برشی را می‌توان با استفاده از فانتوم‌های کالیبره شده که دارای ضرایب ارتجاعی مشخصی هستند، ارزیابی کرد [9].

سیستم‌های تشدید مغناطیسی<sup>۱۵</sup> قابل پیاده سازی است. این

مشکلاتی از قبیل هزینه بالا، دسترسی کم و تصویربرداری غیر زمان حقیقی می‌باشد. نمونه‌ای از تصویر الاستوگرافی دینامیکی که توسط MRI به دست آمده در شکل ۸ نمایش داده شده است [6].



شکل ۸: نمایش الاستوگرافی دینامیکی. (شکل چپ) تصویر جابجایی بافت، (شکل راست) تصویر ارتجاع بافت

#### ۳-۲- الاستوگرافی غیرفعال<sup>۱۶</sup>

الستوگرافی غیرفعال گونه‌ای از الاستوگرافی درون محیطی<sup>۱۷</sup> است، که فاقد منبع فعال تشعشع خارجی می‌باشد. در این روش تحریک توسط انقباض ماهیچه‌های اسکلتی صورت پذیرفته و سفتی بافت توسط همبستگی متقابل نوین موجود در ماهیچه‌های منقبض شده که از طریق سنسورهای قرار داده شده بر روی سطح پوست ثبت شده‌اند، اندازه‌گیری می‌شود. هر کدام از سنسورهای غیرفعال، به تنهایی یک منبع مجازی درون محیطی موج برشیمی‌باشند [7]. به دلیل عدم استفاده از محرک خارجی، این روش ارزان، غیرتهاجمی و در دسترس می‌باشد. موثر بودن روش الاستوگرافی غیرفعال بستگی به تراکم مسیرهای متقابل بین هر دو جفت سنسور دارد؛ تا به صورت بالقوه با میزان تراکمی که از روش‌های الاستوگرافی فعال بدست می‌آید برابر شود (شکل ۹).

<sup>15</sup> Magnetic Resonance

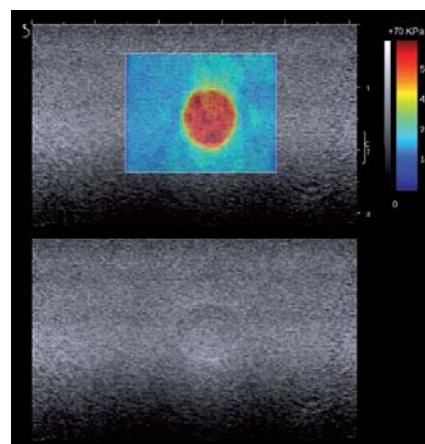
<sup>16</sup> Passive

<sup>17</sup> In vivo

می‌شود. همزمان با این جابجایی، از بافت مورد نظر تصویر برداری B mode صورت می‌گیرد. موج ایجاد شده با استفاده از روش‌های مبتنی بر همبستگی<sup>۱۹</sup> قابل دنبال کردن است. سرعت انتشار موج برشی را می‌توان با تعیین زمان رسیدن بافت به پیک جابجایی در هر مقطع عرضی اندازه‌گیری کرد. برای تخمین سرعت موج عبوری از الگوریتم‌های TTP<sup>20</sup> و RST<sup>21</sup> استفاده کرد. در الگوریتم TTP زمان رسیدن به پیک جابجایی برای نقاط مختلف جانبی از محور اصلی رسم شده و یک خط رگرسیون<sup>۲۲</sup> به آن برازنده می‌شود. عکس شیب این خط به عنوان سرعت حرکت موج برشی بدست می‌آید. این روش برای حالت‌هایی با نسبت سیگنال به نویز بالا مناسب است [10].

در سیستم ARFI از یک پالس صوتی با دوره کمتر از ۱۰۰ میکروثانیه و شدت بالا با فرکانس ۲/۶۷ مگاهرتز برای ایجاد جابجایی در بافت در مقیاس میکرون استفاده می‌شود. این جابجایی با استفاده از روش‌های مبتنی بر همبستگی با استفاده از امواج فراصوت اندازه‌گیری می‌شود. با بررسی چندین مقطع عرضی از بافت می‌توان تصاویر ارتجاع ۲ بعدی ناحیه مورد نظر را تهیه کرد. در هر مقطع عرضی یک پرتو<sup>۲۳</sup> دنبال کننده مرجع با شدت بالا که باعث جابجایی بافت می‌شود ارسال شده و پس از آن تعدادی پرتو برای دنبال کردن فرآیند بازبایی بافت با فرکانس تکرار ۵۶۳۲ هرتز در مدت زمان ۴ میلی ثانیه به سمت بافت گسیل می‌شوند [11]. مزیت این روش در دسترس بودن آن و عدم نیاز به تجهیزات اضافی است؛ به گونه‌ای که در بسیاری از موارد تنها با اضافه کردن یک نرم افزار به دستگاه فراصوت، می‌توان از این دستگاه‌ها برای ارزیابی ارتجاع بافت استفاده کرد [12].

سه عامل مانع از انجام تصویربرداری زمان حقیقی در ARFI می‌شود این عوامل عبارتند از سرعت انتقال و پردازش اطلاعات، نرخ تصویر برداری و مشکلات ایمنی حرارتی. وجود حرکت سریع در بافت باعث می‌شود که نیاز به



شکل ۱۰- مقایسه تصویر حاصل از الاستوگرافی موج برشی با تصویر فراصوت از فانتومی با جسم سخت که توسط بافت نرم احاطه شده است.

تولید موج برشی در بافت به دو روش تحریک مکانیکی (الاستوگرافی گذرا) و تحریک با استفاده از تشعشع صوتی انجام می‌شود. موج برشی ایجاد شده توسط تشعشع صوتی، بسیار ضعیف بوده و تنها چند میکرون جابجایی در بافت ایجاد می‌کند؛ بنابراین موج برشی تولید شده بعد از چند میلی‌متر انتشار از بین می‌رود. برای تولید موج برشی قوی‌تر باید توان موج صوتی افزایش پیدا کند؛ بنابراین ممکن است با محدودیت بیشینه توان استاندارد قابل تابش به بدن و یا گرم شدن پروب روبرو شویم. تلاش‌های بسیاری برای طراحی پروب‌های تشعشع صوتی انجام شده است تا ضمن ثابت نگهداشتن بیشینه توان موج صوتی، توان موج برشی تولیدی را افزایش دهد.

همان‌طور که بیان شد دو روش کلی برای ایجاد موج برشی در بافت وجود دارد که در ادامه به آن‌ها می‌پردازیم.

### الاستوگرافی تحریک با نیروی تشعشع صوتی

<sup>۱۸</sup> (ARFI)

تصویربرداری ARFI نوعی تصویر برداری است که در طی آن به منظور بررسی خواص ارتجاعی بافت، یک موج صوتی با فرکانس مرکزی ۲/۶۷ مگاهرتز به عنوان محرک، به بافت اعمال شده که باعث ایجاد جابجایی محلی در بافت

<sup>18</sup> Acoustic Radiation Force Induced

<sup>21</sup> Random Sum Transformation

<sup>19</sup> Correlation based

<sup>22</sup> Regression

<sup>20</sup> Time To Peak

<sup>23</sup> Beam

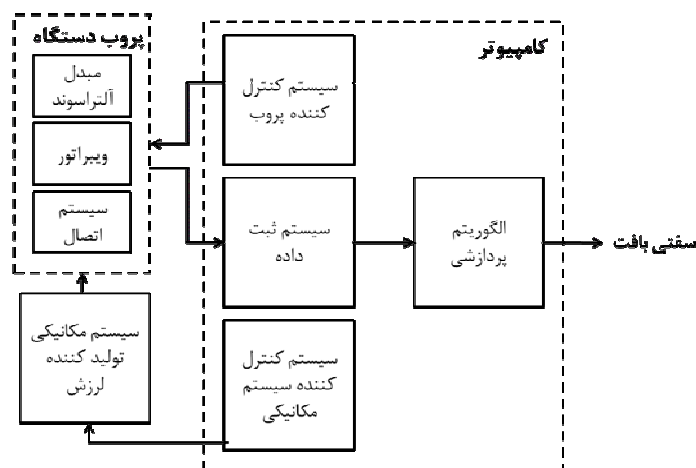
استفاده از موج‌هایی با دوره زمانی بلند مدت باعث ایجاد فراصوت تخمین زده می‌شود. اندازه‌گیری سرعت در محدوده عمق ۲۵ تا ۶۵ میلی‌متری زیر پوست انجام می‌پذیرد [14, 15].

از جمله مزایای الاستوگرافی گذرا که باعث کاهش حجم پردازش‌ها می‌شود، استفاده از تحریک‌های لحظه‌ای و گذرا است. این تحریک‌ها چون بسیار سریع اعمال می‌شود با سیگنال بازگشتی تداخل نکرده و در گیرنده فقط سیگنال بازگشتی از بافت مشاهده می‌شوند. مدت زمان اعمال تحریک توسط لرزاننده در حدود ۱۰ میلی ثانیه است. البته لازم به ذکر است.

افزایش نرخ تصویر برداری احساس شود. علاوه بر این حرارت در بافت شده و باعث به خطر افتادن سلامت بیمار می‌شود. به همین دلیل روش ARFI هنوز توسط سازمان غذا و داروی کشور آمریکا (FDA) تایید نشده است [13].

## ۲-۴-۲- الاستوگرافی گذرا

سیستم الاستوگرافی گذرا به یک پروب شامل یک مبدل فراصوت که بر روی محور یک لرزاننده<sup>۲۴</sup> قرار دارد مجهز است. لرزاننده به عنوان تحریک کننده مکانیکی، یک لرزش با دامنه ملایم و فرکانس پایین به بافت اعمال می‌کند. این لرزش در بافت منتشر شده و تولید موج برشی در مقاطع عرضی می‌کند. سرعت سیر موج با استفاده از سیگنال



شکل ۱۱- بلوک دیاگرام الاستوگرافی گذرا

می‌شود. لرزش تولیدی دارای فرکانس ۵ تا ۱۰ هرتز و دامنه حرکت ۰/۳ میلی متری است [16]. تحلیل مناسب سرعت موج برشی در این روش، نیازمند کنترل پارامترهای فیزیکی متعددی از قبیل کنترل فرکانس لرزش، چگالی انرژی نیروی اعمالی و یک الگوریتم استانداردسازی برای تخمین دقیق و تکرار پذیر است؛ از این بین کنترل لرزش یکی از مهم‌ترین عوامل است. بلوک دیاگرام اجزای تشکیل دهنده سیستم الاستوگرافی گذرا در شکل ۱۱ آمده است.

کنترل لرزش شامل کنترل شکل، فرکانس و دامنه لرزش بوده و به منظور یک اندازه‌گیری کارا که برای اهداف

سرعت بالای سیگنال تحریک و عدم تکرار مجدد آن، باعث می‌شود تخمین حرکت با نرخ بالا برای سیستم الاستوگرافی گذرا، دارای اهمیت قابل توجهی باشد؛ به همین دلیل با روش‌های تصویربرداری فراصوت فوق سریع میزان جابجایی بافت در اثر تحریک مکانیکی محاسبه می‌شود [6].

یکی از انتخاب‌ها برای سخت‌افزاری این سیستم، استفاده از یک آرایه مبدل فراصوت منحنی با فرکانس ۶/۵ مگاهرتز است. در این سیستم می‌توان از یک A/D با فرکانس ۵۰ مگاهرتز و دقت ۱۲ بیت استفاده کرد. برای ایجاد تحریک گذرا از یک موتور پله‌ای<sup>۲۵</sup> متصل به پروب فراصوت استفاده

<sup>24</sup> Vibrator

<sup>25</sup> Step motor



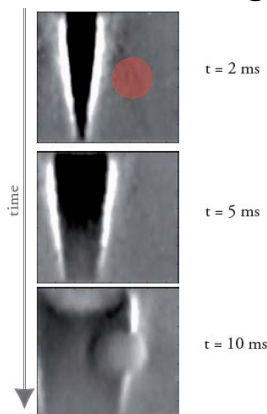
تشخیصی بکار می‌رود، مورد نیاز است. تعداد خطوط اسکنی که به طور همزمان قابل محاسبه شدن است، محدود می‌گردد.

دامنه لرزش باید مطابق با وضعیت فیزیکی و سن بیمار باشد. در واقع این دامنه تعیین کننده عمق نفوذ موج برشی خواهد بود. شکل لرزش باید به صورت سرو کنترل باشد تا از ایجاد یک موج برشی در هر شرایط آزمایشگاهی اطمینان حاصل شود. علاوه بر موارد فوق، سیستم الکترومکانیکی تولید کننده لرزش باید کالیبره شود تا از تولید لرزش استاندارد و بهینه اطمینان حاصل گردد.

### ۲-۵- لزوم سرعت تصویربرداری بالا

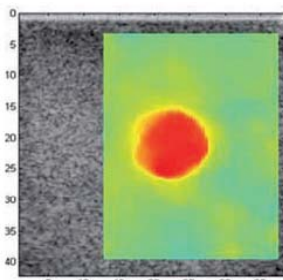
تصویر کشیدن موج برشی توسط سیستم فراصوت به سرعت تصویربرداری بالایی نیاز دارد. امواج برشی با سرعتی بین ۱ تا ۱۰ متر بر ثانیه که متناسب با ضرایب ارتجاع ۱ تا ۳۰۰ کیلو پاسکال است، در بافت منتشر می‌شوند. از این رو این امواج در مدت زمان ۱۰ تا ۲۰ میلی‌ثانیه (کمتر از 1/50 ثانیه) مسافتی بین ۳ تا ۶ سانتی‌متر را طی می‌کنند. سیستم‌های تصویربرداری مدرن تنها ۵۰ تا ۶۰ فریم تصویر در هر ثانیه ثبت می‌کنند. با توجه به اینکه موج برشی در مدت زمان تشکیل یک فریم (در سیستم‌های تصویربرداری معمولی) از بین می‌رود؛ بنابراین سرعت‌های متعارف تصویربرداری فراصوت برای به تصویر کشیدن موج برشی بسیار کم است.

به منظور به تصویر کشیدن موج برشی به سرعتی در حدود چند هزار فریم بر ثانیه نیاز است. این سرعت حدود ۱۰۰ برابر بیشتر از سرعت سیستم‌های موجود با امواج فراصوت است. البته نرخ تصویربرداری در یک سیستم فراصوت به حداکثر عمق تصویربرداری و تعداد خطوط اسکن در یک تصویر بستگی دارد. چنانچه بتوان سیستم پردازشی را به گونه‌ای طراحی کرد که بتواند به طور همزمان چندین خط اسکن را پردازش کند، نرخ تصویربرداری افزایش می‌یابد. یکی از گلوگاه‌های مهم طراحی، توانایی پردازش تصاویری است که با سرعت بالا تشکیل می‌شوند. در سیستم‌های تصویربرداری معمولی این ظرفیت توسط



شکل ۱۲- نحوه حرکت جبهه موج برشی در بافتی که شامل یک جسم سخت‌تر (با رنگ قرمز) می‌باشد [10].

سرعت موج برشی در هر پیکسل از طریق تخمین سرعت ذرات و با استفاده از الگوریتم‌های همبستگی متقابل تخمین زده می‌شود. شکل ۱۳، نتیجه تخمین سرعت انتشار در بافت است.



شکل ۱۳- سرعت انتشار موج برشی در جسمی با ضریب ارتجاعی متفاوت از بافت محیطی [10].

<sup>25</sup>Doppler

تعداد مبدل‌های فراصوت به کار رفته در پروب باشد. فرکانس نمونه برداری محدود به میزان حافظه مبدل است.

### ۳-۳-سیستم مکانیکی ایجاد کننده تحریک

#### مکانیکی

برای ایجاد تحریک مکانیکی اغلب از لرزاننده‌ها استفاده می‌شود. در بسیاری از پژوهش‌ها برای ایجاد این تحریک از مدل‌های مختلف لرزاننده‌های شرکت Bruel & kajer استفاده می‌شود. فرکانس مرکزی این محرکین ۵۰ تا ۲۰۰ هرتز است [18].

نمونه‌ای از سیستم لرزاننده به همراه مبدل فراصوت در شکل ۱۴ نشان داده شده است. در این سیستم مبدل فراصوت تنها یک آرایه داشته که بر روی سر لرزاننده نصب شده است.



شکل ۱۴- سیستم مکانیکی لرزاننده به همراه یک مبدل فراصوت نصب شده بر روی سر لرزاننده [18].

### ۴-بررسی پروب سیستم

در سیستم‌های الاستوگرافی پروب از اهمیت بالایی برخوردار است. تمامی اجزای مکانیکی، مبدل فراصوت و همچنین حسگرهایی برای کنترل بخش‌های مختلف، در پروب دستگاه تعبیه شده‌اند. دستگاه نشان داده شده در شکل ۱۴ یک نمونه ساده از پروب الاستوگرافی است [2].

پروب دارای سخت افزار مکانیکی و سخت افزار الکترونیکی می‌باشد. اجزای مکانیکی و الکترونیکی به شرح زیر است.

### ۳-بررسی سیستم سخت افزاری

سیستم الاستوگرافی گذرا، مبتنی بر اعمال تحریک مکانیکی خارجی به بافت و اندازه‌گیری سرعت موج برشی در بافت است. برای رسیدن به این هدف نیازمند یک سیستم مکانیکی برای اعمال تحریک و یک سیستم الکترونیکی برای کنترل آن هستیم. از سوی دیگر برای اندازه‌گیری موج برشی به یک پروب فراصوت برای ارسال و دریافت سیگنال و یک سیستم الکترونیکی برای کنترل پروب احتیاج است. سیگنال-های دریافت شده معمولاً از طریق مبدل آنالوگ به دیجیتال، تبدیل به سیگنال دیجیتال شده و در یک کامپیوتر ذخیره و پردازش می‌شوند. در ادامه به بررسی عناصر به کار رفته در سیستم‌های آزمایشگاهی الاستوگرافی خواهیم پرداخت.

#### ۳-۱-مبدل فراصوت

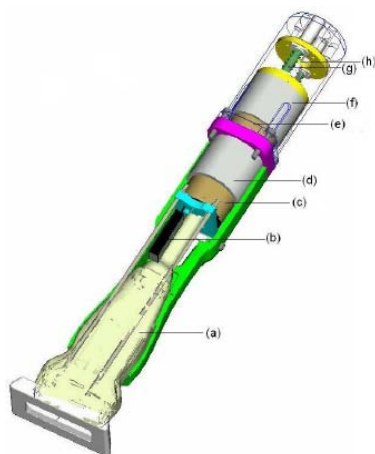
پروب‌های مورد استفاده در سیستم‌های الاستوگرافی دارای فرکانس مرکزی در بازه ۳/۵ تا ۵ مگاهرتز هستند. در این سیستم‌ها خطوط RF معمولاً با فرکانس تکرار بین ۵۰۰ تا ۲۰۰۰ هرتز ثبت می‌شوند. فرکانس تکرار تنها با زمان عبور پالس‌های فراصوت محدود می‌شود. در یک محیط با عمق 7.5cm در حالی که سرعت صوت 1500 m/s است، زمان عبور فراصوت 100μs خواهد بود. بنابراین از لحاظ تئوری، ماکزیمم نرخ تکرار ۱۰۰۰۰ خط RF بر ثانیه می‌باشد.

در یک نمونه سیستم آزمایشی از یک مبدل فراصوت با قطر 7.3mm، فاصله کانونی 34.5mm و فرکانس مرکزی 5MHz استفاده شده است [17].

در یک نمونه آزمایشگاهی دیگر، علاوه بر موارد فوق، از یک آرایه فراصوت دیگر نیز برای اندازه‌گیری حرکت در تمام عرض محیط استفاده شده است [18].

#### ۳-۲-سیستم ثبت داده

برای سیستم ثبت داده، از یک رایانه به همراه مبدل آنالوگ به دیجیتال (PCI Express) با دقت نمونه برداری ۱۴ بیت و بالاتر و فرکانس نمونه برداری ۵۰ مگاهرتز، استفاده می‌شود. تعداد کانال‌های مبدل آنالوگ به دیجیتال باید متناسب با



شکل ۱۵- نمای انفجاری از پروب طراحی شده [2]

محدوده فرکانسی ۱۰ تا ۵۰ هرتز به منظور تحریک در طراحی پروب در نظر گرفته شده است. این محدوده پوشش مناسبی را برای پاسخ‌های فرکانسی بافت به وجود می‌آورد.

#### ۱-۴- چالش‌های طراحی پروب

یکی از اختلالات مهم که می‌تواند روی ساختار یک پروب تأثیر بگذارد، نیروهای عکس‌العمل بین بافت و لرزاننده است. این تداخل‌ها برای افزایش صحت محاسبات و سادگی کار باید به حداقل رسانده شود. دو دیدگاه در این زمینه مطرح است: یکی استفاده از پروب با وزن کم است؛ که به دلیل مقاومت کم در مقابل جابجایی در صورت وارد شدن نیرو، لرزش‌های ناخواسته را افزایش می‌دهد. و دیگری به‌کارگیری پروب سنگین است؛ که با وجود کاهش لرزش‌های ناخواسته، باعث خستگی آزمایشگر می‌شود. بنابراین پروب باید به یک سیستم جاذب لرزش‌های ناخواسته مجهز شود.

تا به امروز چهار روش برای جذب لرزش مورد استفاده قرار گرفته شده است: جداسازی لرزش، جذب غیرفعال لرزش، جذب نیمه فعال لرزش، جذب فعال لرزش؛ در روش اول، برای جذب لرزش از ترکیب فنر-میراگر که بین منبع تحریک و سیستم ثبت سیگنال فاصله می‌اندازد، استفاده می‌شود ( **Error! Reference source not found.** الف). برای روش جذب غیرفعال لرزش، به سیستم روش قبل یک ترکیب ۳گانه ی جرم-فنر-میراگر اضافه می‌شود ( **Error! Reference**

#### اجزای مکانیکی پروب :

- لرزاننده: تولید کننده تحریک مکانیکی برای ایجاد موج برشی در بافت
- سیستم اتصال : ادوات لازم برای اتصال دقیق بازوی محرک لرزاننده و پروب فراصوت
- بدنه پروب

#### اجزای الکترونیکی پروب :

- حسگر شتاب : برای اطلاع از خروجی لرزاننده و بستن حلقه کنترل لرزش
- حسگر فشار : برای محاسبه فشار دست آزمایشگر
- مدارات کنترلی : برای کنترل میزان لرزش لرزاننده
- مدارات راه انداز
- تحریک همزمان لرزاننده و سیستم فراصوت : وجود همزمانی بین قطع تحریک لرزاننده و شروع ثبت سیستم فراصوت برای جلوگیری از تداخل دو سیگنال و ایجاد نویز.

ساختمان یک نمونه پروب دستگاه الاستوگرافی در شکل ۱۵ نشان داده شده است. قسمت‌های c و d به ترتیب نشان‌دهنده سیم‌پیچ و هسته آهنربایی بازوی عامل اولیه هستند. بازوی عامل جاذب به صورت برعکس بر روی سیستم نصب می‌شود. قسمت سیم‌پیچ یا بخش c ثابت و بخش هسته آهنربایی آن که با نام گذاری شده است، متحرک می‌باشد. بنابراین هسته آهنربایی بازوی عامل در واقع همان جرم جاذب است. انتخاب هسته آهنربایی به جای جرم جاذب باعث می‌شود مسئله جرم اضافی برای جاذب رفع شده و در نتیجه پروب وزن کمتری داشته باشد. بخش g یکی از دو فنر جاذب است. در اینجا از میراگر استفاده نمی‌کنیم؛ زیرا اصطکاک کولنی، بین هسته آهنربایی و شاسی<sup>۲۶</sup> و بین میله‌ها و بوش فلزی نقش میراگر را در سیستم ایفا می‌کنند.

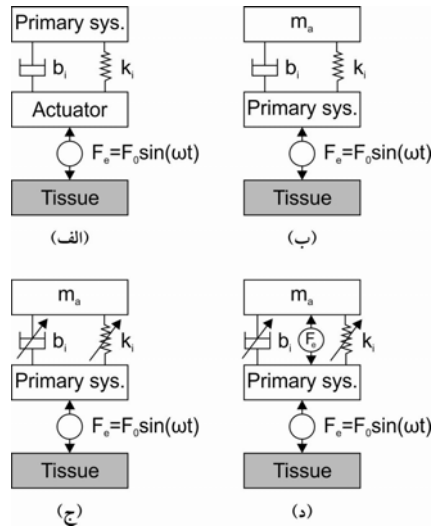
قسمت‌های b و h به ترتیب پتانسیومتر خطی<sup>۲۷</sup> و شتاب سنج پیزوالکتریک<sup>۲۸</sup> هستند. شتاب سنج بر روی جرم جاذب که همان هسته آهنربایی است نصب می‌شود و حلقه بازخورد<sup>۲۹</sup> را برای الگوریتم جذب لرزش کامل می‌کند. سیگنال پتانسیومتر تنها برای راه انداختن بازوی عامل اولیه و در واقع برای کنترل جابجایی در سیستم حلقه بسته بکار می‌رود.

<sup>26</sup>Housing

<sup>27</sup> Linear Potentiometer

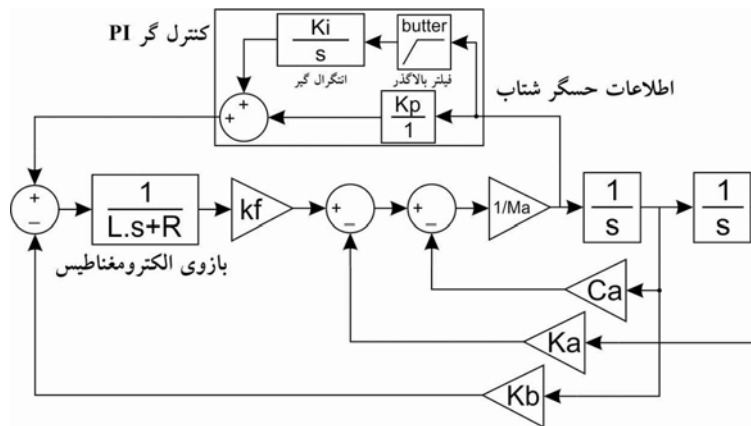
<sup>28</sup> Piezoelectric

<sup>29</sup>Feedback



شکل ۱۶-چهار روش پیشنهادی برای حذف نویز [2]

source not found. روش جذب نیمه فعال لرزش با داشتن تمامی مشخصات روش غیرفعال، قابلیت تنظیم مقادیر مربوط به فنر و میراگر را دارا می‌باشد (Error! Reference source not found. ج). برای روش جذب فعال لرزش، یک بازوی عامل به سیستم ۳ گانه‌ی جرم- فنر- میراگر اضافه می‌شود (Error! Reference source not found. د). روش جذب فعال لرزش به دلیل داشتن بازوی عامل، برای خنثی کردن لرزش‌های ناخواسته به یک منبع انرژی خارجی نیاز دارد؛ که این باعث تفاوت این روش با روش نیمه فعال می‌شود. جاذب‌های طراحی شده با دو روش اخیر توانایی حذف لرزش‌ها در رنج فرکانسی وسیع‌تری را به نسبت دو روش ابتدایی دارند. برای سیستم الاستوگرافی گذرا، نیاز به تحریک فرکانسی در محدوده ۱۰-۵۰ هرتز است. به همین دلیل فقط روش‌های جذب فعال و نیمه فعال لرزش، کارایی دارند.



[2]

## ۲-۴-طراحی کنترل گر

سیستم جاذب لرزش باید به نحوی بر روی پروب طراحی شود که لرزش را بدون نیاز به وجود تعداد زیادی حسگر، کمینه کند؛ تا بدین وسیله هزینه‌ها حداقل شود. در اینجا کنترل گر PI برای اندازه گیری شتاب جرم جاذب استفاده شده است. معادله کنترلی با بازخورد شتاب در (۳) نشان داده شده است.

$$F_c = K_p x_a'' + K_i x_a' \quad (3)$$

با توجه به اینکه سیستم باید محدوده فرکانسی را به سرعت جاروب کند، و سیستم نیمه فعال این نیاز را برطرف نمی‌کند، این روش مورد بررسی قرار نمی‌گیرد. به علاوه همیشه به دلیل وجود خصوصیات تشدید در فرکانس تحریک که به دلیل میرایی ذاتی ایجاد می‌شوند، سطح جذب لرزش‌ها به مقدار بهینه خود نخواهد رسید؛ به ویژه در این روش الاستوگرافی که پروب ساینز کوچکی دارد. توضیحات ارائه شده لزوم وجود سیستم کنترل لرزش را در پروب الاستوگرافی گذرا مشخص می‌کند، در ادامه به نحوه طراحی کنترل گر اشاره می‌کنیم.

$\omega + j$ ، مقادیر بهره تناسبی و انتگرالی به ترتیب مطابق (۷) و (۸) بدست می‌آیند.

$$K_p = \frac{R(k_a/\omega^2 - m_a) - Lc_a}{K_f} \quad (۷)$$

$$K_i = \frac{L(k_a - m_a\omega^2) + Rc_a + K_f K_b}{K_f} \quad (۸)$$

همان‌طور که در روابط (۷) و (۸) دیده می‌شود، تأثیر فیلتر بالا گذر را می‌توان در محاسبه مقادیر  $K_p$  و  $K_i$  نادیده گرفت.

### ۳-۴- شناسایی پارامترهای جاذب

پس از ساخت دستگاه، مقادیر دقیق  $m_a$ ،  $k_a$  و  $b_a$  باید اندازه‌گیری شوند. مقدار  $m_a$  توسط ترازو و مقادیر  $k_a$  و  $b_a$  از طریق آزمایش لرزش بر روی جرم جاذب اندازه‌گیری شده و شتاب سنج مقدار شتاب را محاسبه می‌نماید. با فرض اینکه سیگنال لرزش مطابق  $x(t) = Ae^{-\xi\omega_n t} \sin(\omega_d t + \varphi)$  باشد؛ که در آن  $\omega_n = \sqrt{k/m}$  فرکانس طبیعی و  $\xi$  ضریب میرایی و  $\omega_d$  فرکانس نوسان میرا است؛ دو مقدار نامشخص یعنی  $\omega_n$  و  $\xi$  با استفاده از تطابق دادن معادله لرزشی با معادله حرکت بدست آمده، محاسبه می‌شوند. اصطکاک کلونی، به همراه جریان‌های مخالف القایی که از طریق حرکت هسته آهنربایی در شاسی ایجاد می‌شود، اصلی‌ترین منبع میرایی محسوب شده و مقدار  $c_a$  از یک معادله خطی نتیجه می‌شود. به دلیل غیرخطی بودن اصطکاک،  $c_a$  بدست آمده تنها برای فرکانس تست معتبر است، که در این حالت آن را  $c_{ad}$  نام گذاری می‌کنیم. برای بدست آوردن  $c_a$  در فرکانس دلخواه  $\omega$ ، از رابطه (۹) استفاده می‌شود.

$$c_a = \frac{\omega_d}{\omega} c_{ad} \quad (۹)$$

با اعمال کنترل‌گر، عملکرد کلی سیستم، ابتدا در حضور سیستم جاذب فعال و سپس بدون آن بررسی شده و نتایج حاصله از طریق شبیه‌سازی در شکل ۱۸ مقایسه می‌شوند. در آزمایش انجام شده با اعمال یک سیگنال تحریک توسط

که در این معادله  $K_p$  و  $K_i$  به ترتیب ضرایب بهره تناسبی و انتگرالی بوده و  $X_a$  ها موقعیت‌های جرم جاذب هستند. با داشتن نیرو به عنوان عامل کنترل، معادله حرکت جرم جاذب در (۴) نشان داده شده است.

$$m_a \ddot{x}_a + c_a \dot{x}_a + k_a x_a = K_p \ddot{x}_a + K_i \dot{x}_a \quad (۴)$$

از رابطه (۴) تبدیل لاپلاس گرفته و رابطه (۵) را بدست می‌آوریم.

$$m_a s^2 + c_a s + k_a = K_p s^2 + K_i s \quad (۵)$$

$K_p$  و  $K_i$  باید به نحوی انتخاب شوند که ریشه‌های معادله بالا روی محور موهومی  $at + j\omega$  قرار گیرند؛ در این صورت، سیستم جاذب به یک تشدید کننده در فرکانس  $\omega$  تبدیل شده و می‌تواند لرزش‌های سیستم قبل را در این فرکانس حذف کند. با حل معادله فوق در  $s = +j\omega$  مقادیر  $K_p$  و  $K_i$  به صورت (۶) تولید می‌شود.

$$k_p = m_a - \frac{K_a}{\omega^2}, K_i = c_a \quad (۶)$$

اگر از بازوی عامل الکترومغناطیسی استفاده کنیم، عامل کنترل، همان ولتاژ به کار گرفته خواهد بود. بنابراین دینامیک این بازوی عامل الکترومغناطیسی نیز باید در نظر گرفته شود. شکل ۱۲ بلوک دیاگرام کنترلی که نشان‌دهنده سیستم جاذب به همراه بازوی عامل الکترومغناطیسی است را نشان می‌دهد. در این شکل  $L$  و  $R$  مقادیر اندوکتانس و مقاومت،  $K_f$  ثابت حساسیت نیرو و  $K_b$  ثابت انرژی الکترومغناطیسی بازوی عامل هستند.

برای بدست آوردن معادله سرعت از طریق معادله شتاب، ابتدا یک فیلتر بالا گذر باترورث<sup>۳۰</sup> درجه یک با فرکانس قطع ۰/۵ هرتز قرار داده و سپس انتگرال می‌گیریم؛ تا بتوانیم داده‌های از بین رفته در اطلاعات شتاب را بدست آوریم.

مشابه آنچه گفته شد، برای حذف لرزش در فرکانس  $\omega$ ،  $K_p$  و  $K_i$  باید طوری انتخاب شوند که ریشه‌های سیستم حلقه بسته روی محور  $at + j\omega$  قرار بگیرد. با نوشتن تابع انتقال حلقه بسته کل سیستم و انتخاب قطب‌های سیستم در

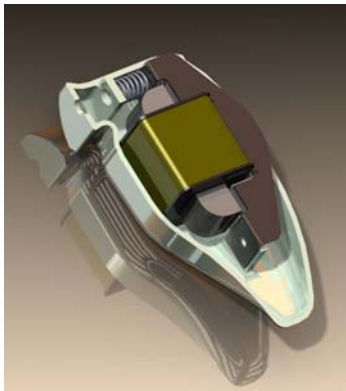
<sup>30</sup>Butterworth

جاذب فعال لرزش، سیگنال پس از ۵ ثانیه، تضعیفی در حد  $70\text{ dB}$  داشت [2].

۲- توانایی تولید در ابعاد کوچکتر. در فرکانسی ثابت، ابعاد دستگاه لرزاننده بر پایه نیروی الکترومغناطیس در مقایسه با انواع دیگر بسیار کوچکتر خواهد بود.

۳- قیمت مناسب. لرزاننده‌های مکانیکی دارای قطعات فراوانی هستند. این تعدد قطعات باعث افزایش قیمت شده و کار طراحی را دشوارتر می‌کند.

طراحی اولیه لرزاننده در شکل آمده است.



شکل ۱۹: طراحی اولیه و بیراتور برای الاستوگرافی گذرا

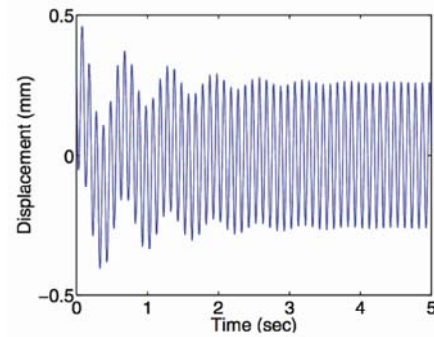
دومین جزء پروب، سیستم اتصال و بیراتور به پروب ثبت سیگنال RF است. برای الاستوگرافی گذرا، ابتدا باید لرزاننده تحریک را وارد کرده و سپس دستگاه فراسوت نحوه انتشار موج تحریک را در بافت رصد کند. برای این منظور باید بازوی لرزاننده و پروب فراسوت در کنار هم قرار داده شوند. در شکل ۲۰ نمونه اولیه این سیستم نمایش داده شده است.



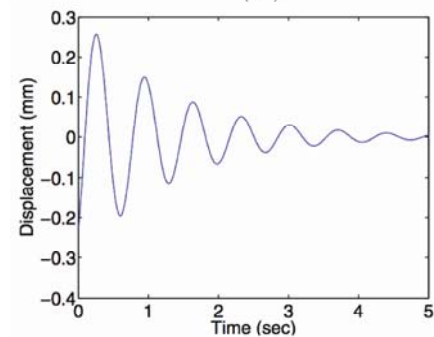
شکل ۲۰: طراحی نمونه اولیه پروب کامل

در طراحی فوق سعی شده است یکی از مشکلات متداول دستگاه‌های الاستوگرافی گذرا مرتفع شود. همان‌گونه که در بخش ۱-۴ ذکر شد، وجود لرزاننده و پروب فراسوت

پروب به آرنج دست با سفتی ۱۰۰ نیوتون بر متر و میرایی ۲ کیلوگرم بر ثانیه و جذب لرزش‌ها ناخواسته توسط سیستم



(الف)



(ب)

شکل ۱۸: نتایج شبیه‌سازی حرکت پروب، با (ب) و بدون (الف) سیستم جاذب لرزش. با فرکانس تحریک ۱۰ و دامنه ۱ میلی‌متر

پروب پیشنهادی برای این سیستم که توسط نگارندگان مقاله طراحی شده و در مرحله اجرا است در ادامه بررسی خواهد شد.

#### ۴-۴- پروب پیشنهادی

پس از بررسی انواع مختلف لرزاننده و مقایسه نقاط قوت و ضعف آن‌ها، سیستم لرزاننده بر پایه سیم پیچ الکترومغناطیسی انتخاب گردید. دلیل این انتخاب به طور مختصر عبارت است از:

۱- امکان ایجاد لرزش در فرکانس‌های بالا و در حدود ۱۰۰ هرتز به دلیل عدم وجود متحرک مکانیکی موثر. وجود حرکات مکانیکی و موتور باعث کاهش فرکانس لرزش در مقایسه با روش‌های الکترومغناطیسی می‌شود.

است [20]. برای بالا بردن دقت تخمین‌های توان از روش‌های درون یابی استفاده کرد. برای دستیابی به هدف تخمین، روش‌های دیگری از قبیل، استفاده از طیف توان سیگنال که بدون تخمین جابجایی مستقیماً کرنش را محاسبه می‌کند، محاسبه همبستگی مختلط بین سیگنال‌های باند پایه در فریم‌های قبل و بعد از فشردگی و سپس استفاده از فاز این همبستگی، تخمین از طریق تعریف یک تابع هزینه و کمینه کردن آن، روش‌های پردازش سیگنال بر پایه ویولت و روش‌های پردازش تصویر، پیشنهاد شده است.

تقریباً در تمامی روش‌های تخمین جابجایی، از سیگنال‌های RF در حالت‌های A mode و mode B استفاده شده است. در مطالعه [5] نیز به جای به کارگیری سیگنال RF از مؤلفه‌های مد ذاتی<sup>۳۵</sup> سیگنال استفاده شده است.

#### ۱-۵- پردازش سیگنال RF در الاستوگرافی

##### استاتیک

در کاربرد سیگنال‌های فراصوت یک بعدی، نوع انتشار فراصوت پیش و پس از اعمال فشردگی و در نتیجه تغییر در سیگنال بازگشتی در شکل ۲۲ نمایش داده شده است. اگر یکی از اجزای بافت دارای پارامتر سختی<sup>۳۶</sup> متفاوتی باشد، سطح آن در مقایسه با سایر اجزاء متفاوت خواهد بود. به عبارتی، بافت‌های نرم تر کرنش مکانیکی کمتری نسبت به بافت‌های مجاور دریافت می‌کنند. در شکل ۲۲ پنجره نمونه برداری، در بازه‌های مختلف که دارای همپوشانی اندکی هستند حرکت داده شده و همبستگی برای کل طول خط سیگنال RF محاسبه می‌شود. کرنش مکانیکی از رابطه (۱۰) بدست خواهد آمد.

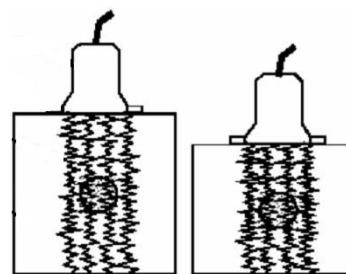
$$strain = \frac{\det(t)}{T} \quad (10)$$

$\det(t)$  تأخیر زمانی ایجاد شده و  $T$  جدایی اولیه بین بخش‌های پنجره شده است.

در کنار هم باعث ایجاد لرزش‌های ناخواسته و در نتیجه منجر به تولید نویز در سیگنال‌های ثبت شده می‌شود. بنابراین، اگر بتوان سیستم ثبت را تا حد امکان از بازوی ویراتور مجزا کرد، این نویز به صورت قابل توجهی کاهش می‌یابد. در طراحی فوق، پروب فراصوت با یک واسطه به بدنه لرزاننده متصل شده و لرزش توسط بازوی لرزاننده منتقل خواهد شد؛ در این صورت لرزش فقط به بافت منتقل شده و لرزش به طور نسبی به پروب فراصوت اعمال نمی‌شود.

#### ۵- پردازش سیگنال رادیویی (RF)<sup>۳۱</sup>

همان‌گونه که اشاره شد، الاستوگرافی شامل اعمال فشار به محیط تحت کار و تخمین توزیع کرنش مکانیکی ایجاد شده در آن محیط به وسیله دنبال کردن حرکت بافت است. برای پیاده سازی روش، داده RF قبل و بعد از اعمال فشار به دست می‌آید. سپس به وسیله روش‌های رهگیری لکه<sup>۳۲</sup> و همبستگی متقابل<sup>۳۳</sup> کرنش مکانیکی محاسبه می‌شود. تصویر کرنش مکانیکی بدست آمده الاستوگرام<sup>۳۴</sup> نامیده می‌شود. شکل ۲۱ نمونه‌ای از اعمال فشردگی به صورت استاتیک را نشان می‌دهد.



شکل ۲۱- اعمال فشردگی و ثبت سیگنال RF در حالت الاستوگرافی

استاتیک [19]

در این بخش به تفکیک به بیان روش‌های محاسباتی تخمین سفتی بافت در انواع مختلف الاستوگرافی فراصوت پرداخته و در انتها روش کار دستگاه فایبرواسکن به اختصار توضیح داده خواهد شد.

در یک دید کلی می‌توان روش همبستگی متقابل را به عنوان روش معمول در پردازش‌های الاستوگرافی دانست؛ که این همبستگی بر مبنای دامنه سیگنال بازگشتی و یا فاز آن

<sup>40</sup> complex cross correlation

<sup>41</sup> pattern matching

<sup>42</sup> up Sampling

داده‌های RF در همبستگی متقابل مورد بازبینی قرار می‌گیرد و تابع حداکثر همبستگی متقابل با استفاده از درون یابی دو بعدی سهمی گون استخراج می‌شود. الگوریتم به کار رفته از پوش سیگنال RF در طول تکرار اول و از داده RF کامل برای تکرارهای دیگر استفاده می‌کند. ۴ تکرار برای طول پنجره پیش از اعمال فشار با طول‌های ۲۰۰، ۱۰۰، ۵۰ و ۲۵ نمونه برای تخمین به کار برده می‌شود [22]. در این حالت از روش تحلیل اجزاء محدود برای بازسازی ضریب ارتجاعی، پیش بینی جابجایی تحت بار و شرایط مرزی مختلف استفاده می‌شود. اکنون به مدل اجزاء محدود به کار رفته می‌پردازیم. آنالیز تنش مکانیکی صفحه‌ای دو بعدی اعمال شده است. معادله توازن طبق رابطه (۱۱) است.

$$\nabla \cdot \sigma = 0 \quad (11)$$

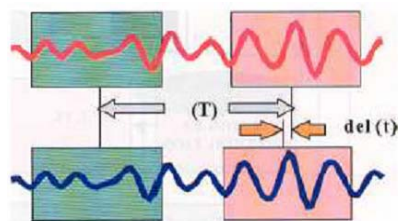
که در آن  $\sigma$  تنش مکانیکی است. با فرض ارتجاعی خطی و خصوصیات ماده همگرا<sup>۳۸</sup> داخل اجزاء معادله ترکیبی به صورت (۱۲) خواهد بود.

$$\sigma = \frac{E}{1+\nu} \varepsilon + \frac{E\nu}{(1+\nu)(1-2\nu)} \text{tr}(\varepsilon) \quad (12)$$

$\varepsilon$  تنش مکانیکی،  $\text{tr}$  اپراتور تریس،  $I$  تنش مرتبه دوم واحد،  $E$  ضریب یانگ و  $\nu$  کسر پواسون است. ضریب یانگ می‌تواند در بین اجزاء تغییر کند. کرنش مکانیکی نیز از طریق معادله استرین گرین لاگرانژ<sup>۳۹</sup> با جابجایی متناسب بوده و مطابق با رابطه (۱۳) بیان می‌شود.

$$\varepsilon = \frac{1}{2} [\nabla u + (\nabla u)^T + (\nabla u)^T \nabla u] \quad (13)$$

$u$  برابر با مقدار جابجایی است. با توجه به این که در این روش ضریب یانگ تخمین زده نمی‌شود، تنها رابطه بین ضریب یانگ، میزان سختی اهداف موجود در فانتوم و سختی بافت اطراف به دست می‌آید. برای محاسبه کرنش مکانیکی و تنش مکانیکی اولیه، ضریب یانگ در تکرار اول برابر مقدار واحد ( $E=1$ ) در نظر گرفته می‌شود. سپس ضریب یانگ بر اساس رابطه (۱۴) به دست می‌آید.



شکل ۲۲- شمایی از محاسبه کرنش مکانیکی در بافت از روش

همبستگی متقابل [19]

## ۲-۵- تخمین جابجایی با استفاده از مدل اجزاء

### محدود

در این بخش، آزمایشات انجام شده بر روی فانتومی به شکل سینه صورت گرفته است که در آن از یک فانتوم بر پایه آگار<sup>۳۷</sup> و ژلاتین با دو هدف سخت استفاده شده است [21]. فانتوم در شرایط مختلف تحت بار قرار می‌گیرد و تصاویر فراصوت به دست می‌آید. در نهایت تصاویر کرنش مکانیکی از اندازه‌گیری به وسیله امواج فراصوت و با استفاده از همبستگی متقابل حاصل می‌شود. سپس مسئله به صورت معکوس و به منظور به دست آوردن توزیع ضریب ارتجاعی از تصاویر کرنش مکانیکی بررسی می‌شود. ترکیبی از الاستوگرافی فراصوت و آنالیز اجزاء محدود برای بهبود در تخمین جابجایی جسم به کار برده می‌شود.

فانتوم استفاده شده با استفاده از دو محلول ژلاتین و آگار به همراه ژل سیلیکا در آب تهیه شده است. به منظور ایجاد سختی متفاوت، مقدار غلظت آگار موجود در هر محلول یکسان نمی‌باشد. مقدار ۸٪ از وزن محلول ژلاتین، ۱٪ آگار و ۱٪ ژل سیلیکا است که در آب جوش حل می‌شوند.

فانتوم ساخته شده مابین صفحات مختلف قرار داده می‌شود؛ به طوری که صفحه فوقانی قابلیت جابجایی و اعمال فشردگی به فانتوم را دارد.

داده‌های RF توسط یک پروب آرایه‌ای که در قسمت فوقانی فانتوم تعبیه شده است ثبت و ذخیره می‌شوند.

حالت فشاری، حالت پایه است که برای تخمین توزیع نسبی مشخصات مکانیکی فانتوم به کار برده شده و مابقی حالات به جهت ایجاد تغییر در شرایط مرزی و شرایط بارگذاری طراحی شده است.

برای تخمین میزان جابجایی یک پنجره دوبعدی از

<sup>37</sup>Agar

<sup>38</sup> Isotropic

<sup>39</sup> Green-Lagrange Strain



دستیابی می‌باشند. بدین ترتیب میزان جابجایی اعمال شده ناشی از کرنش‌های مکانیکی، محاسبه شده و قابل استناد است [23].

$$E^{k+1} = \frac{\sigma_y^k - \nu\sigma_x^k}{\epsilon_y^{data}} \quad (14)$$

$\sigma_y^k$  و  $\sigma_x^k$  مؤلفه‌های جانبی و محوری مؤلفه‌های تنش مکانیکی هستند که از طریق مسئله جلوسو اجزاء محدود قابل روش تحلیل دادگان در یک بعد و تعیین الاستوگرافی گذرا، در ادامه بررسی خواهد شد.

- درون یابی مربوط به سیگنال اکو به روش‌های درون یابی چندجمله‌ای یا Spline

### ۱-۳-۵- تخمین زمان تأخیر (یک بعدی) با استفاده از

#### روش ردیابی یک نمونه

اگر  $S_1$  سیگنال اکوی مرجع و  $S_2$  سیگنال اکوی تأخیر یافته باشد و  $f(t)$  تابع درون یابی شده از  $S_1$  فرض شود، جابجایی هر نمونه از سیگنال  $S_2$  نسبت به سیگنال مرجع  $S_1$  می‌توان با پیدا کردن مقدار  $t$  طبق رابطه (۱۵) بدست آورد.

$$f(t) = S_2(i) \quad (15)$$

دقت و پیچیدگی الگوریتم ردیابی، وابسته به شکل چندجمله‌ای است که سیگنال مرجع و سیگنال بازگشتی با استفاده از آن درونیابی می‌شوند. به منظور اجرای این الگوریتم اغلب از Spline های مکعبی برای درون یابی سیگنال مرجع استفاده می‌شود. برای پیاده کردن این الگوریتم بدون در نظر گرفتن هیچ پنجره‌ای با توجه به رابطه (۱۶) یک رابطه پیوسته که بیان کننده کل سیگنال مرجع تولید شده است ایجاد می‌کنند.

$$f(iT+t) = f_i(t) = a_i t^3 + b_i t^2 + c_i t + d_i \quad (16)$$

$a_i, b_i, c_i$  و  $d_i$  ضرایب چندجمله‌ای Spline در نمونه  $i$ ام هستند. تأخیر هر نمونه  $S_2$  نسبت سیگنال مرجع درون یابی شده پیدا می‌شود. این الگوریتم برای هر نمونه از سیگنال یک تأخیر تخمین زده که با پیدا کردن این تأخیرها می‌توان جابجایی نسبت به مبدل را تشخیص داد. در شکل ۲۳ نحوه تعیین تأخیر سیگنال بازگشتی نسبت به سیگنال مرجع نشان داده شده است.

### ۳-۵- تخمین حرکت سیگنال در یک بعد

از آن جا که در جهت انتشار، پرتوی فراصوت دارای قابلیت تفکیک بالایی است، تخمین مؤلفه‌های محوری حرکت یکی از بیشترین زمینه‌های مورد توجه در پژوهش‌ها است. تخمین گرهای یک بعدی، عمدتاً تخمین گرهای تأخیر نام دارند. این تخمین گرها جابجایی سیگنال‌های بازتابش را نسبت به مبدل اندازه گیری می‌کنند. این جابجایی به صورت شیفت زمانی یا شیفت فاز بین دنباله سیگنال‌های بازگشتی قابل درک است. تخمین گرهای تأخیر بر اساس نوع سیگنال که برای تخمین استفاده می‌کنند (In-phase و envelope.RF) و فضای عملکرد (زمان، فاز و فرکانس) دسته بندی می‌شوند. این تخمین گرها ابتدا برای اندازه گیری جریان خون به کار می‌رفتند و بعدها برای تخمین حرکت بافت مورد استفاده قرار گرفتند. در این روش‌ها از روش همبستگی متقابل پیچیده<sup>۴۰</sup> مربوط به سیگنال‌های RF بازتاب شده استفاده می‌شود. پیدا کردن ماکزیمم و مینیمم در یک تابع تطابق الگو<sup>۴۱</sup> نمونه‌ای از این تخمین گرها است. در این الگوریتم شکل سیگنال در یک پنجره معین در سیگنال بازگشتی مرجع به عنوان الگو در نظر گرفته شده و یک الگوریتم تطابق به دنبال شبیه‌ترین الگو به الگوی مرجع در سیگنال‌های اکوی بازتابش شده می‌گردد. روش‌های مختلف تطابق الگو وجود دارد که هر کدام از آن‌ها مصالحه‌ای بین پیچیدگی و دقت برقرار می‌کنند. خطای تخمین این روش‌ها به بزرگی فاصله بین نمونه‌ها است. روش‌های زیادی برای کاهش این خطا وجود دارد که می‌توان به آن‌ها را به سه دسته زیر تقسیم کرد:

- افزایش نمونه‌ها<sup>۴۲</sup>

- درون یابی تابع تطابق الگو

<sup>40</sup> complex cross correlation

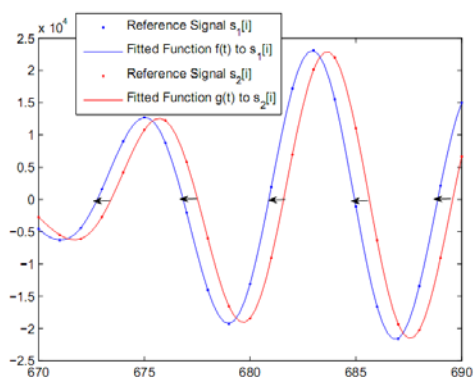
<sup>41</sup> pattern matching

<sup>42</sup> up Sampling

مرجع ناپدید شده و یا در سیگنال تأخیر یافته یک عبور از صفر جدید تولید شده باشد؛ آن گاه این تناظر به هم خورده و باعث ایجاد خطا می شود. برای تصحیح خطاهای به وجود آمده، باید عبور از صفرهای تولید شده و حذف شده را شناسایی کنیم. برای این منظور، در مواردی که سیگنال در فاصله بین دو عبور از صفر جهشی مثبت و بزرگ داشته باشد، نشان دهنده ایجاد یک عبور از صفر جدید و در مواردی که جهش بزرگ و منفی داشته باشد، نشان دهنده ناپدید شدن یک عبور از صفر است. به همین دلیل فرمول محاسبه عبور از صفر را می توان به صورت رابطه (۲۰) اصلاح کرد.

$$\Delta(j) = Z_1(j+n) - Z_2(j+m) \quad (20)$$

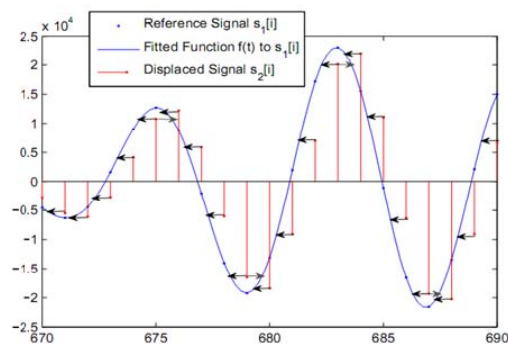
$n$  و  $m$  به ترتیب، فاکتورهای تصحیح برای عبور از صفرهای حذف شده و عبور از صفرهای ایجاد شده هستند. هر چه تابع پیوسته برازنده شده به این توابع بهتر باشد خطای حذف و یا پیدایش عبور از صفرها کاهش می یابد. در شکل ۲۲ نمایی از این الگوریتم و تأخیرهای تخمین زده شده نمایش داده شده است.



شکل ۲۲: الگوریتم تخمین تأخیر به وسیله آشکار سازی عبور از صفر مبتنی بر spline

#### ۵-۴- پردازش سیگنال RF در فایبرواسکن

همان گونه که اشاره شد فایبرواسکن یک دستگاه الاستوگرافی گذرا است که به منظور کمی سازی میزان سختی بافت کبد مورد استفاده قرار می گیرد. فایبرواسکن می تواند ضریب یانگ را در عمق ۲۵ تا ۶۵ میلی متر از سطح



شکل ۲۳- تعیین تأخیر سیگنال بازگشتی با استفاده از روش ردیابی یک نمونه

در این حالت، بر خلاف آنچه برای نمونه های یک پنجره زمانی تخمین زده شد؛ برای هر نمونه یک تأخیر زمانی مجزا به دست می آید.

#### ۲-۳-۵- الگوریتم عبور از صفر بر مبنای Spline

این الگوریتم عبور از صفرهای  $S_1$  و  $S_2$  را شناسایی کرده و از روی فاصله بین عبور از صفرها، تأخیر زمانی و به دنبال آن جابجایی را تعیین می کند. در پیاده سازی های پایه در این روش، برای پیدا کردن عبور از صفر از درون یابی خطی بین نمونه های متوالی ۲ سیگنال RF که دارای علامت متفاوت هستند، استفاده می شود. با بیان سیگنال های بازگشتی و مرجع با رابطه ای دقیق تر می توان دقت تخمین عبور از صفرها را افزایش داد. فرض کنیم توابع  $f$  و  $g$  بیان پیوسته سیگنال  $S_1$  و  $S_2$  باشند که با چند جمله ای های Spline ایجاد شده اند و  $Z_1(j)$  و  $Z_2(j)$  نیز نقاط عبوری از صفر بوده و طبق روابط (۱۷) تشکیل می شوند.

$$Z_1(j) = t \left| \begin{array}{l} f(t) = 0 \end{array} \right. \quad (17)$$

$$Z_2(j) = t \left| \begin{array}{l} g(t) = 0 \end{array} \right. \quad (18)$$

جابجایی نهایی سیگنال، از فاصله بین مکان های عبور از صفر که از رابطه (۱۹) به دست می آید، محاسبه می شود.

$$\Delta(j) = Z_1(j) - Z_2(j) \quad (19)$$

در این روش فرض بر آن است که عبور از صفرها در هر دو سیگنال مرجع و تأخیر یافته، نظیر به نظیر وجود داشته باشند. البته لازم به ذکر است، این فرض همیشه برقرار نیست. به عنوان مثال اگر برخی عبور از صفرها از سیگنال

تا ۹۵ درصد است [24] که این به دلیل دقت بالای روش الاستوگرافی گذرا در تخمین سرعت انتشار موج مکانیکی در بافت است.

موج برشی به صورت تحریک مکانیکی و به وسیله یک

بررسی قرار گرفته و به طور مشخص پروب دستگاه که یکی از بخش‌های مهم در سیستم سخت افزاری است، در حد دسترسی به اطلاعات درون پروب‌های مختلف بررسی شد. در انتها نیز، اجزای نرم افزاری و پردازشی دستگاه از نظر تئوری‌های پردازشی مورد بحث قرار گرفت.

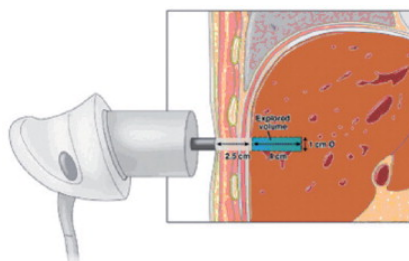
### سپاسگزاری

پژوهش حاضر نتیجه "طرح مطالعاتی پروژه ساخت دستگاه فایبرواسکن" است که بدین وسیله نگارندگان مقاله از مرکز مشاوره بیماری‌های کبد و گوارش تهران سپاسگزاری می‌نمایند.

### مراجع

- [1] E. O. J. K. T. Konofagou, "elastography from theory to clinical applications," *Summer Bioengineering Conference*, 2003.
- [2] H. Rivaz and R. Rohling, "A Hand-Held Probe for Vibro-Elastography," *Med Image Comput Comput Assist Interv.*, p. 613-620, 2005.
- [3] A. Sarvazyan, "Elastic Properties of Soft Tissue.," in *Handbook of Elastic Properties of Solids, Liquids, and Gases.*, 2001, pp. 107-127.
- [4] Skovoroda et al., "Quantitative analysis of the mechanical characteristics of pathologically changed soft biological tissues.," *Biophysics*, pp. 1359-1364, 1995.
- [5] "EMD", 1390.
- [6] B. A. Zahiri Azar.R., "Dynamic elastography using delay compensated and angularly compounded high frame rate 2D motion vectors," *IEEE International Ultrasonics Symposium Proceedings*, 1616-19, 2010.
- [7] G. C. S. Karim, "Passive in vivo elastography from skeletal muscle noise," *Applied Physics*, 2007.

بافت کبد محاسبه کند. ضریب یانگ، طبق جدول ۱ با مراحل فیروز کبدی ارتباط داشته که این موضوع در مقایسه‌های انجام شده با روش نمونه برداری تهاجمی بافت<sup>۴۳</sup> که به عنوان روشی معتبر برای تشخیص مراحل فیروز کبدی مورد قبول است، به اثبات رسیده است. دقت دستگاه در حدود ۹۰ لرزاننده الکترومغناطیسی ایجاد می‌شود. برای اندازه گیری میزان جابجایی القا شده به وسیله موج برشی، یک مبدل فراصوت بر روی لرزاننده قرار گرفته است که جابجایی را به صورت تابعی از زمان و عمق اندازه گیری می‌کند. شکل ۱۸ نحوه عملکرد دستگاه را نشان می‌دهد.



شکل ۱۸- پروب دستگاه فایبرواسکن [25].

با توجه به اینکه در الاستوگرافی با دستگاه فایبرواسکن از داده RF به صورت یک بعدی بهره برده می‌شود، آنالیز دادگان به منظور تعیین میزان جابجایی در یک بعد صورت می‌پذیرد.

### ۶- نتیجه گیری

در این مقاله، با بررسی سیستم‌های مختلف الاستوگرافی و مقایسه آن‌ها، به این نتیجه رسیدیم که سیستم الاستوگرافی گذرا از نظر تئوری دارای عملکردی کارا بوده و با اهداف انتظاری ما از یک دستگاه الاستوگرافی بافت نرم، سازگاری کامل دارد. پیش بینی می‌شود این روش به دلیل توانایی تشخیص طیف وسیعی از بیماری‌های مرتبط به کبد از جمله کبد چرب<sup>۴۴</sup>، در طی ۲۰ سال آینده به عنوان یکی از مهم‌ترین ابزارهای تشخیص بالینی در اکثر مراکز درمانی مورد استفاده قرار گیرد. به همین دلیل در این مقاله بیش از هر روش دیگری به توضیح روش الاستوگرافی گذرا پرداختیم.

در مطالعات سخت افزاری ابعاد مختلف مورد بحث و

<sup>44</sup>Fatty Liver

- [22] R. Lopata, "Performance evaluation of methods for two dimensional displacement and strain estimation using ultrasound radio frequency data," *Ultrasound Med. Bio.*, pp. 796-812, 2009.
- [23] R. Zahiri Azar and S. E. Salcudean, "Time-Delay Estimation in Ultrasound Echo Signals Using Individual Sample Tracking," *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control*, pp. 2640-2650, 2008.
- [24] O. M. M. S. Friedrich-Rust M., "Performance of transient elastography for the staging of liver fibrosis: a meta-analysis," *Gastroenterology*, pp. 960-974, 2008.
- [25] V. Lédizinghen, "Transient elastography (FibroScan)," *Gastroentérologie Clinique Biologique*, 58-67, 2008.
- [26] R. Z. Azar and A. Baghani, "Dynamic elastography using delay compensated and angularly compounded high frame rate 2D motion vectors," *IEEE International Ultrasonics Symposium Proceedings*, 2010.
- [8] T. C. S. Gallot, "Passive Elastography: Shear-Wave Tomography From Physiological-Noise Correlation in Soft Tissues," *IEEE TRANSACTIONS ON ULTRASONICS, FERROELECTRICS, AND FREQUENCY CONTROL*, pp. 1122-1126, 2011.
- [9] M. Friedrich, "Liver Fibrosis in Viral Hepatitis: Noninvasive Assessment with Acoustic Radiation Force Impulse Imaging versus Transient Elastography," *ULTRASONOGRAPHY*, 2009.
- [10] A. C. Matthew W., "Shear elastic modulus estimation from indentation and SDUV on gelatin phantoms," *IEEE Transaction on Biomedical Engineering*, p. 1706-1714, 2011.
- [11] F. K. Palmeri M., "Acoustic Radiation Force Impulse (ARFI) Imaging of the Gastrointestinal Tract," *Ultrason Imaging*, pp. 75-88, 2005.
- [12] Ş. R. P. A. Sporea I., "Acoustic Radiation Force Impulse (ARFI)-a new modality for the evaluation of liver fibrosis," *Medical Ultrasonography*, pp. 26-31, 2010.
- [13] B. S. Garra, "Selected methods for imaging elastic properties of biological tissues," *Annu. Rev. Biomed. Eng.*, pp. 57-78, 2003.
- [14] M. Friedrich, "Liver Fibrosis in Viral Hepatitis: Noninvasive Assessment with Acoustic Radiation Force Impulse Imaging versus Transient Elastography," *ULTRASONOGRAPHY*, 2009.
- [15] L. Abenavoli, C. Corpechot and R. Poupon, "Elastography in hepatology," *Can J Gastroenterol.*, 2007.
- [16] M. M. S. Scholz, "free hand elastography and vibrography for resection of gliomas and other brain tumors," *Neurosurgery*, 2010.
- [17] L. Sandrin, J.-L. Gennisson and S. Catheline, "Shear Elasticity Probe for Soft Tissues with 1-D transient Elastography," *IEEE transactions on ultrasonics, ferroelectrics, and frequency control*, 2002.
- [18] L. Sandrin and S. Catheline, "Shear Modulus Imaging with 2-D Transient Elastography," *IEEE transactions on ultrasonics, ferroelectrics, and frequency control*, 2002.
- [19] J. Ophir, "Elastography: Imaging the Elastic Properties of Soft Tissues with Ultrasound," *Journal of Medical Ultrasonics*, 2002.
- [20] F. Greenleaf, "Elastography in hepatology," *Can J Gastroenterol*, 2007.
- [21] J. H. H. Buijs, "Predicting target displacements using ultrasound elastography and finite element modeling," *IEEE Transaction Biomedical Engineering*, pp. 3143-3155, 2011.