● مجلهٔ دانشگاه علوم پزشکی بابل، سال چهارم، شمارهٔ ۲ (پی‌درپی۱٤)، صفحه ۱۳ الی ۱۷، بهار ۱۳۸۱

طراحی و پیاده سازی دو نمونه سیستم بارگذار مکانیکی به منظور ایجاد استرس در بافت پستان

دکتر منیژه مختاری دیزجی *

استادیار گروه فیزیک پزشکی دانشگاه تربیت مدرس

سابقه و هدف: از روشهای غیرتهاجمی برای تشخیص و تمایز ضایعات غیرنرمال در سیستم زنده و نیز تمایز آن با بافت سالم، تعیین مشخصه مکانیکی بافت با امواج فراصوتی است. این روش بدلیل استفاده از امواج فرا صوتی به عنوان پرتو غیریونیزان، غیرتهاجمی بودن و هزینه تشخیصی کم حائز اهمیت است. یکی از پارامترهای فیزیکی قابل بررسی در بافت مدول الاستیک است که بسته به نوع بافت و وجود ضایعه تغییر خواهد کرد.

مواد و روشها: برای اندازه‌گیری مدول الاستیک ضایعات و بافت سالم پستان بایستی، بافت تحت استرس قابل کنترل قرار گیرد و با توجه به میزان جابجایی ضایعه نسبت به بافت سالم ، نوع ضایعه تشخیص داده می‌شود. برای ایجاد استرس قابل کنترل به بافت، دو سیستم بارگذار به صورت دستی و موتوری طراحی و ساخته شده است.

یافته‌ها: با بارگذاری بافت توسط سیستم‌های فوق و ثبت تصاویر سونوگرافی و پردازش تصویر جهت اندازه‌گیری جابجایی نسبی ضایعات، مدول الاستیک محاسبه گردید.

نتیجه‌گیری: سیستم بارگذار فوق قادر به اعمال نیروهای فشاری بر روی بافت بوده و همزمان امکان تصویربرداری سونوگرافیک در حالت اعمال فشار را برای کاربر فراهم می‌سازد. در این مطالعه، ساختار این سیستم و چگونگی عملکرد آن بررسی می‌شود.

واژه‌های کلیدی: *امواج فراصوتی، سیستم بارگذار، ضریب الاستیک، تعیین مشخصه مکانیکی بافت پستان.*

مقدمه

پیشرفتهای اخیر در امواج فراصوتی امکان بالقوه‌ای را جهت توصیف و تشخیص انواع بافتها با اندازه‌گیری خواص فیزیکی ضایعات و مقایسهٔ آن با بافت سالم بطور غیرتهاجمی فراهم نموده است. آزمون تعیین مشخصات مکانیکی بافت (ultrasonic tissue characterization) توسط دو روش داپلر و تصویربرداری فراصوتی امکان پذیر است. از پارامترهای فیزیکی مهم بررسی جابجایی (displacememt)، سرعت حرکت و الاستیسیته بافت به روش فراصوتی است(۴-۱). ارتباط مستقیمی میان خاصیت الاستیک با فرآیندهای پاتولوژیک وجود دارد بطوریکه بسیاری از سرطان‌ها باعث ظهور توده‌های نسبتاً سختی می‌شود و یا بیماریهای دیگر موجب رسوب (deposits) کلاژنی و یا چربی شده که موجب افزایش و یا کاهش خاصیت الاستیک بافت می‌گردند و ... که گاهی تشخیص آن توسط سونوگرافی (یا ماموگرافی در بافت پستان) امکان پذیر می‌باشد. در بسیاری موارد اندازه کوچک، عمق محل ضایعه و یا سردرگمی در بدخیمی و یا خوش خیمی ضایعه مانع نمایش و ارزیابی درست می‌گردد(۵و۲). بنابراین با اطلاعات حاصل از ضرایب الاستیک بافت، تشخیص صورت می‌گیرد. برای اندازه‌گیری و محاسبه خواص الاستیک بافت، اندازه‌گیری حرکت بافت توسط

[DOR: 20.1001.1.15614107.1381.4.2.2.0]

اعمال فشار مکانیکی قابل کنترل الزامی است. اعمال فشار مکانیکی به دو صورت خارجی (external) و داخلی (internal) صورت می‌گیرد(۷و۶و۲). تحریکات داخلی برای گرفتن سیگنال داپلری مناسب، از توانایی بالایی برخوردار نبوده (۲) لذا تحریکات خارجی توسط نویسندگان متعددی ارائه شده است(۷و۶و۲و۱). با استفاده از محرک مکانیکی خارجی، ناحیه‌ای از بافت تحت فشار قرار گرفته، جابجایی بافت اندازه‌گیری می‌شود. و با توجه به مختصات بافت قبل از اعمال فشار و پس از آن می‌توان جابجایی را تحت فشار اعمال شده بدست آورد.

در این مقاله، طراحی و ساخت سیستم اعمال فشار (loading system) برای اندازه‌گیری جابجایی و نهایتاً ضریب الاستیک بافت آمده است. در واقع هدف از ساخت این سیستم، متراکم نمودن بافت بطور قابل کنترل در فشارهای مشخص و امکان تصویربرداری فراصوتی از بافت پستان در حالت اعمال نیرو است، تصاویر سونوگرافی B-mode توسط کامپیوتر دریافت و ثبت می‌شود و سپس برای اندازه‌گیری جابجایی پردازش می‌گردد. این سیستم بایستی توانایی کاهش فشار به صورت فشار مطلوب و پله پله را داشته باشد. حرکتش خطی و سهل بوده بطوریکه برای بیمار و کاربر مشکلی ایجاد نکند، در عین حال رعایت نکات ایمنی سیستم الزامی است.

مواد و روشها

دستگاه ایجاد فشار

الف) سیستم بارگذار دستی: برای اعمال فشار قابل کنترل سیستم اولیه‌ای مطابق شکل ۱- الف طراحی و ساخته شد. هدف از ساخت این وسیله، متراکم نمودن بافت و امکان تصویربرداری فراصوتی از بافت پستان در حالت اعمال نیرو است. بنابراین سیستمی طراحی شد که قادر است تا حد ممکن فشار قابل اندازه‌گیری به بافت اعمال کند و نیز بتواند در فشارهای مختلف، امکان تصویربرداری فراصوتی را فراهم سازد، ضمناً بتوان تصاویر را توسط کامپیوتر دریافت و ثبت نمود. این تصاویر به کمک روش تفاضلی (subtract) پردازش شده و با توجه به تنش اعمال شده (استرس)، جابجایی و کرنش (استرین) اندازه‌گیری می‌شود و سپس مدول الاستیک بافت و ضایعات آن به طور مجزا تخمین زده می‌شود. این سیستم دارای دو صفحه بالایی (ضخامت ۳ میلیمتر) و پایینی (ضخامت ۳ سانتیمتر) از جنس پلکسی گلاس به ابعاد ۲۵×۲۰ سانتیمتر مربع است به طوری که صفحهٔ پایینی ثابت و صفحه بالایی بر روی یک پایهٔ ثابت می‌لغزد و توسط یک پیچ تنظیم می‌تواند بر روی بافت تثبیت شود. بر روی صفحهٔ پایینی بالشتک اعمال فشار، قرار داده شد و بر روی آن، صفحهٔ نئوپان متحرک به ضخامت ۲ سانتیمتر نصب گردیده است تا اولاً از انعکاسات متوالی امواج فراصوتی جلوگیری کند و ثانیاً فشار ایجاد شده توسط بالشتک هوا را بطور یکنواخت به بافت یا فانتوم منتقل نماید.

سیستم بارگذار ساخته شده دارای اشکالات زیر است:

- بدلیل اصطکاک میان میله‌ها و سطح متحرک، صفحه بارگذار پایین براحتی حرکت نمی‌کند.
- صفحه بالایی که برای ثابت نگهداشتن بافت پستان است توسط پیچ قابل دسترسی است ولی وقت گیر می‌باشد.
- صفحات بایستی بدون نوسانات اضافی و لنگر انداختن جابجا شود، بنابراین به دو میله راهنما جهت جابجایی نیاز دارد.
- با تنفس و حرکات غیرارادی بیمار اطلاعات تصویری مربوط به جابجایی بافت بیمار مخدوش شده و امکان محاسبهٔ ضریب الاستیک با دقت بالا امکان پذیر نیست.
- پمپ زدن برای اعمال فشار وقت گیر است و از دقت بالایی برخوردار نیست.
- دستگاه بایستی امکان بارگذاری مثبت (اعمال استرس) و بارگذاری منفی (حذف استرس) را به خوبی داشته باشد.

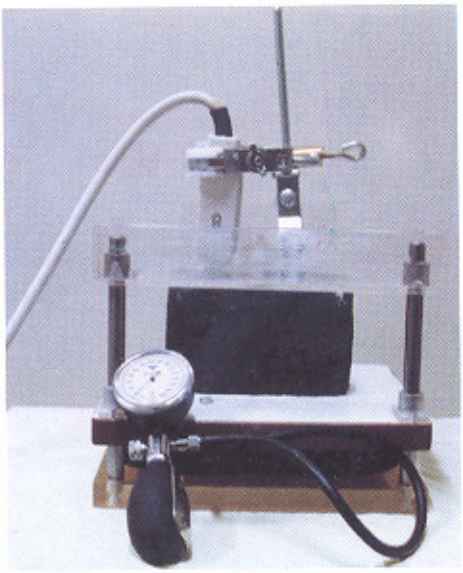
بنابراین برای بهینه کردن، سیستم بارگذار موتوری ساخته شد که علاوه بر سادگی و صرفه‌جویی در وقت از دقت بالاتری نیز برخوردار است.

ب) سیستم بارگذار با موتور DC(12V,120W) : شکل ۱ـ ب سیستم بارگذار با راه‌انداز DC (۱۲ ولت و ۱۲۰وات) را نشان می‌دهد. مطابق سیستم قبل صفحات پلکس گلاس انتخاب شده است تا امواج فراصوتی با کمترین تضعیف از آن عبورکند(۸).

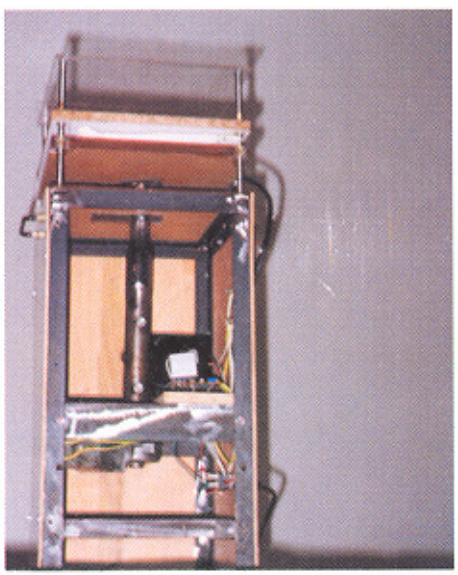
ابعاد صفحات نگهدارنده بالایی بافت ۳۰×۳۰ سانتیمتر مربع انتخاب شد تا برای بافتهای بزرگتر نیز قابل استفاده باشد. شکل

[DOR: 20.1001.1.15614107.1381.4.2.2.0]

ظاهری صفحات طوری ساخته شد که بیمار در موقعیت مطلوبی تحت آزمون قرار گیرد. صفحهٔ زیر بافت که در واقع صفحهٔ بارگذار است از پلکسی‌گلاس با یک لایهٔ لاستیک یا نئوپان ساخته شده است تا امواج فراصوتی را جذب کرده و از انعکاسات متوالی جلوگیری نماید. این صفحه بایستی توانایی حرکت بصورت مکانیزه و ثابت شدن بر روی بافت را داشته باشد. صفحهٔ سومی نیز وجود دارد که محور مرکزی موتور (میلهٔ راهنما) به آن متصل شده و در مرکز آن سوراخی به ابعاد۱۱×۶ سانتیمتر مربع تعبیه شده و محل نصب سنسور فشار است. روشهای متفاوتی برای راه‌اندازی سیستم از جمله روشهای هیدرولیکی، پنوماتیکی و استفاده از پیچ و مهره و موتور وجود دارد. حساسیت جک‌های هیدرولیکی کم است و با توجه به هزینه بالا و نیز آلودگی احتمالی با روغن مورد استفاده قرار نگرفت. روش پنوماتیکی نیز بدلیل دقت کم سیستم قابل استفاده نیست. در این مطالعه، فشار حداکثر ۶۰ میلیمتر جیوه با گامهای ۵ میلیمتر جیوه مورد نیاز است که امکان کاربری این روش با حداقل دقت ۵ میلیمتر جیوه وجود ندارد و برای انجام بایستی از چندین رگلاتور استفاده کرد تا فشار کمپرسور را در چند مرحله شکسته و فشار مطلوب را ایجاد نماید. بنابراین از پیچ و مهره استفاده شد. توسط جک، نیرو به مرکز صفحه بارگذار اعمال می‌شود، در چهار گوشه آن، ۴ بوش (از جنس گرافیک به قطر داخلی ۱۲ میلیمتر و قطر خارجی ۱۴ میلیمتر و طول ۱۵ میلیمتر) گذاشته شده است که قطر داخلی آن مساوی قطر خارجی میله‌های راهنماست (طول ۲۰ سانتیمتر، قطر ۱۰ میلیمتر و صیقلی از جنس استیل) تا صفحهٔ بارگذار هنگام حرکت کج نشود. جک و مابقی مدارات الکترونیکی (شامل مدار تغذیه، ترانس و ...) در زیر صفحهٔ بارگذار تعبیه شده است. بدلیل سرعت کم مورد نیاز و توانایی چرخش موتور در دو جهت، از موتورهای DC استفاده شد. موتور DC با چرخ دنده‌های مربوطه، دسته را به حرکت می‌آورد. دو سیم پیچ که عکس هم پیچیده شده امکان چرخش راستگرد و چپگرد را فراهم می‌کند. از ویژگیهای موتور DC اینست که با قطع برق سریعاً می‌ایستد. به منظور اندازه‌گیری نیرویی که به بافت وارد می‌شود، در صفحهٔ انتهایی دو سنسورکشش سنج تعبیه می‌گردد و میزان فشار اعمال شده، توسط کشش سنج‌ها اندازه‌گیری خواهد شد. پیش از تعبیه کشش سنج‌ها، برای بررسی وضعیت اعمال فشار هر سیستم، اندازه‌گیری فشار توسط مانومتر پزشکی صورت گرفت.



الف) دستی



ب) موتوری

شکل۱. تصویر دو سیستم بارگذار

[DOR: 20.1001.1.15614107.1381.4.2.2.0]

یافته ها

قبل از انجام آزمون UTC و اعمال استرس به بافت، اعتبار و دقت عملکرد دستگاهها بررسی شد. برای بررسی خطای خطی بودن (Linearity) و خطای تکرارپذیری سیستم‌های بارگذار، بافت شبیه‌ساز پستان (Tissue mimicking material) همراه با تودهٔ غیرنرمال ساخته شد(۸).

توده شبیه‌سازی شده در بافت معادل پستان، ابتدا تحت استرس ۰ تا ۵۰ میلیمتر جیوه قرار گرفت. تصاویر سونوگرافی در استرس‌های فوق ثبت گردید و پس از تفاضل تصاویر با گامهای فشار ۱۰ میلیمتر جیوه میزان جابجایی توده بدست آمد.

در جدول ۱ میانگین جابجایی بافت پس از اعمال استرس توسط دو سیستم بارگذار ساخته شده، آمده است. ملاحظه می‌شود برای سیستم بارگذار دستی و موتوری بعد از سه بار اندازه‌گیری، میزان خطا به تفکیک استرس آمده است، میانگین و انحراف معیار خطا در کل استرس‌های مورد بررسی در روش دستی بترتیب ۰/۱۴۶ و ۰/۱۳۳ است و در روش موتوری به ترتیب ۰/۰۲۸ و ۰/۰۵۰ است.

برای محاسبه خطای تکرارپذیری، پس از میانگین‌گیری جابجایی در هر استرس، قدر مطلق تفاضل حاصل شد. نسبت قدر مطلق تفاضل میانگین جابجایی و جابجایی در هر بارگذاری بر میانگین جابجایی، خطای تکرارپـذیری را در ۴ مرحله انـجام کـار به

جدول۱. میانگین جابجایی بافت و خطای اندازه گیری پس از اعمال استرس توسط دو سیستم بارگذار دستی و موتوری به تفکیک فشار برای بررسی تکرارپذیری

تغییرات فشار مورد بررسی (mmHg)	سیستم بارگذار دستی		سیستم بارگذار موتوری	
	Mean±SD(pixel)	ارزش p	Mean±SD(pixel)	ارزش p
۱۰ و ۰	۲/٦۱±۰/٤۷	۰/۲٤	۲/٦٤±۰/۲۸	۰/۰۰۵
۲۰ و ۱۰	۲/٤۵±۰/۳۳	۰/۳۳	۲/۰۲±۰/۳٤	۰/۰۰۹
۳۰ و۲۰	۲/۹۲±۰/۰٤	۰/۰۹	۲/۷۱±۰/۳٤	۰/۰۰۲
٤۰ و۳۰	۲/۷۵±۰/۱۲	۰/۰۲	۲/۵۵±۰/۲٦	۰/۰۱۲
۵۰ و٤۰	۲/۷۹±۰/۵۰	۰/۰۵	۲/۵۳±۰/۳۹	۰/۱۱

جدول۲. بررسی خطای خطی بودن در حالت بارگذاری مثبت و منفی در دو سیستم بارگذار (این مطالعه برای دو فانتوم متفاوت انجام شده است)

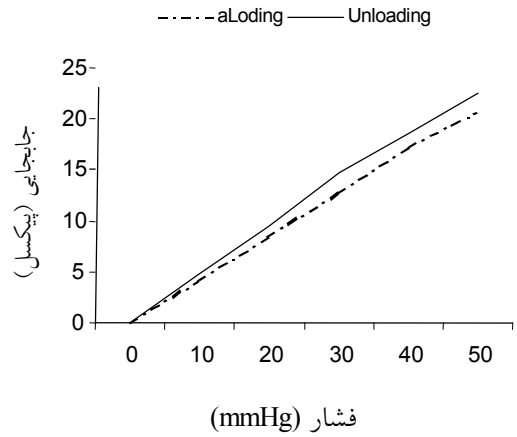
نوع سیستم	بارگذاری	معادله خط رگرسیون	ضریب همبستگی
دستی *	مثبت	y=۰/٤۲x+۰/۰۱٦	۰/۹۹۹
	منفی	y=۰/٤۵x+۰/۳۳	۰/۹۹۹
موتوری **	مثبت	y=۰/۲٦x+۰/۳۰	۰/۹۹۸
	منفی	y=۰/۲۸x −۰/۱۵	۰/۹۹۹

*توده میکروکلسیفیکاسیون برای بررسی خطای خطی بودن استفاده شد.

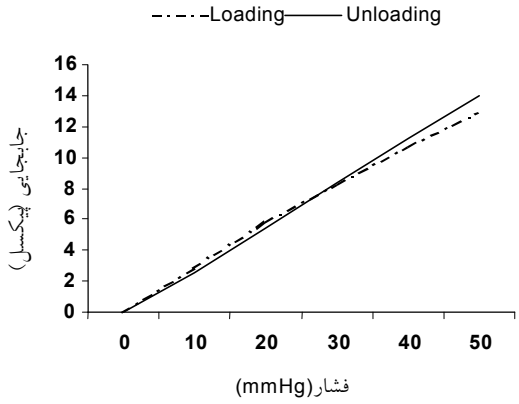
**توده کیست برای بررسی خطای خطی بودن استفاده شد.

[DOR: 20.1001.1.15614107.1381.4.2.2.0]

تفکیک استرس ارائه می‌کند. خطای خطی بودن سیستم مورد بررسی قرار گرفت. در نمودار ۱ و ۲ نمودار تغییرات فشار مورد بررسی برحسب جابجایی (پیکسل) آمده است. برای بررسی میزان خطی بودن سیستم ابتدا در حالت بارگذاری مثبت (افزایش فشار از صفر تا ۵۰ میلیمتر جیوه) جابجایی توده شبیه‌سازی شده، اندازه‌گیری و سپس در حالت بارگذاری منفی (برداشتن فشار) انجام گردید. با توجه به آزمون رگرسیون معادلهٔ خط و ضریب همبستگی در دو حالت سیستم بارگذار دستی و موتوری در جدول ۲ آمده است.



نمودار۱. منحنی رگرسیون جابجایی (پیکسل) برحسب فشار (میلیمتر جیوه) در سیستم بارگذار دستی



نمودار۲. منحنی رگرسیون جابجایی (پیکسل) برحسب فشار (میلیمتر جیوه) در سیستم بارگذار موتوری

بحث

سیستم بارگذار برای ایجاد فشارهای قابل کنترل به بافت‌هایی که دو سمت آن در دسترس است، استفاده می‌شود. توسط این سیستم می‌توان ضایعات درون بافت خصوصاً بافت پستان را تحت فشار قرار داد و با توجه به جابجایی ضایعه، و محاسبهٔ مدول الاستیک، ضایعات را متمایز ساخت و با بافت نرمال مقایسه نمود. ویژگی سیستم موتوری نسبت به سیستم قبل این است که بدلیل ثابت بودن صفحهٔ بارگذار توسط موتور، تنفس بیمار، احیاناً حرکت نابجای بیمار تأثیر کمتری در فریم‌های تصویر خواهد گذاشت. فیدبک دستگاه، چشم کاربر است که می‌توان با توجه به فشار مورد لزوم جریان برق را قطع کرد و موتور سریعاً می‌ایستد و ایست کامل و آنی موتور کنترل فشار را تسهیل می‌کند.

سنجش فشار توسط کشش سنج (Strain gage) موجب افزایش دقت اندازه‌گیری می‌شود. با کمی تغییر در صفحه نگهدارندهٔ بالایی انجام انواع بیوپسی و FNA (Fine needle aspiration) توسط پزشک متخصص با راهنمایی سونوگرافی با تسهیلات بالاتری امکان‌پذیر است، خصوصاً در نمونه‌برداری از توده‌های عمقی و یا توده‌هایی که اندازه نسبتاً کوچک دارند و از گاید سونوگرافی فرار می‌کنند. می‌توان ضایعات را به صورت in vitro و با جای‌گذاری در فانتومهای معادل بافت مورد بررسی قرار داد و با اعمال فشار کنترل شده، ضریب الاستیک ضایعات را به صورت in vitro محاسبه کرد. مطالعات بسیاری در زمینه انواع کمپرسورهای بافت پستان صورت گرفته است و از آنالیز اجزا مجدود (Finite element) توزیع استرس در طول بافت مورد بررسی قرار گرفته است(۹و۱۰). مدل حاضر نسبت به مدل‌های مطرح شده در مقالات بدلیل استرس قابل اندازه‌گیری و هماهنگی با پوزیشن بیمار حائز اهمیت است.سسیستم بارگذار حاضر در مطالعه و ایجاد زخم‌های فشاری (Bed sore) کاربرد دارد و می‌توان فشار و زمان لازم برای ایجاد زخم فشارهای را مورد بررسی قرار داد. در حال حاضر از این سیستم برای اندازه‌گیری ضریب الاستیک ضایعات بافت پستان در شرایط in vivo و in vitro استفاده می‌شود و تأثیر پارامترهای فیزیکی و پاتولوژیکی در تغییر ضریب الاستیک بافت، مورد بررسی قرار می‌گیرد.

تقدیر و تشکر

از مساعدت و همکاری سرکار خانم سپیده احسانی، کارشناس مهندسی پزشکی قدردانی می‌شود.

[DOR: 20.1001.1.15614107.1381.4.2.2.0]

References

1. Duck FA. Physical properties of tissue. New York: Academic Press 1990; pp: 73-167.

2. Dunn F, Tanaka M, Ohtsuki S, Saijo Y. Ultrasonic tissue characterization, New York: Springer 1996.

3. Varghese T, Ophir J. An analysis of elastographic contrast to noise ratio. Ultrasound Med Biol 1998; 24: 915-924.

4. Konofagou E, and Ophir J. A new elastographic method for estimation and imaging of lateral displacements, lateral strains, corrected axial strains and Poisson's ratios in tissues 1998; 24: 1183-99.

5. Edmonds SK, Mortensen CL, Hill JR. Ultrasound tissue characterization of breast biopsy specimens, Ultroasonic Imaging 1991; 13: 162-85.

6. Chen EJ, Novakovski J, Jenkins K, O'Brien W. Young's modulus measurements of soft tissues with application to elasticity imaging. IEEE Trans. Ultrasound Ferro. & Freq. Cont. 1996; 43: 191-4.

7. Chen EJ, Alder RS, Carson PL, Jenkins WK. Ultrasound tissue displacement imaging with application to breast cancer. Ultrasound Med Biol 1995; 21: 1153-62.

8. Mokhtari-Dizaji M. Tissue mimicking materials for teaching sonographers and evaluation of their specifications after three years. Ultrasound Med Biol 2001; 27 12: 1713-16.

9. Konofagou E, Dutta P, Ophir J, Cespedes I. Reduction of stress non-uniformity by apodization of compressor displacement in elastography. Ultrasound Med Biol 1996; 22:1229-36.

10. Ponekanti H, Ophir J, Cespedes J. Ultrasonic imaging of the stress distribution in elastic media due to an external compressor. Ultrasound Med Biol 1994; 20: 27-33.

* آدرس نویسنده مسئول: تهران، دانشگاه تربیت مدرس، صندوق پستی ۴۸۳۸-۱۴۱۵۵، تلفن: ۸۰۱۱۰۰۱-۰۲۱.

[DOR: 20.1001.1.15614107.1381.4.2.2.0]