

Domestic Construction of Soft Tissue Phantom for Validation Linear Quasi –Static Elastography

Z. Saghaei Noosh Abadi ¹, A. Aghajani ², M. Haghpanahi ^{3*}

¹M.Sc. Graduate , School of Mechanical Engineering, Iran University of Science & Technology, Tehran, Iran
saghaei.zahra@yahoo.com

² Ph.D student, School of Mechanical Engineering, Iran University of Science & Technology, Tehran, Iran
ataghajani@mecheng.iust.ac.ir

³ Associate Professor, School of Mechanical Engineering, Iran University of Science & Technology, Tehran, Iran
mhaghpanahi@iust.ac.ir

Abstract

We introduce how we may produce an experimental phantom for modeling the mechanical properties of soft tissue. Gelatin materials are used to construct the phantom. Our phantom comprises of two different types of tissue; tumor and background normal tissue. Weight ratio of the dry gelatin and deionized water are obtained for producing the young's modulus of 21 kPa and 102 kPa for the normal tissue and tumor, respectively. This phantom is used in ultrasound elastography with external excitation less than 5%.

Key words: Elastography, Gelatin, Phantom, Soft tissue, Ultrasound.

*Corresponding author

Address: Faculty of Mechanical Engineering, Iran University of Science and Technology, Narmak, 16846-13114, Tehran, Iran
Tel: +98-21-77240540-50 Ex: 2928
Fax: +98-21- 77240488
E-mail: mhaghpanahi@iust.ac.ir

ساخت بافت مصنوعی به منظور اعتبارسنجی روش الاستوگرافی خطی

زهرا سقائی نوش آبادی^۱، عاطفه آقاجانی^۲، محمد حق پناهی^{۳*}

^۱دانش آموخته کارشناسی ارشد، دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه علم و صنعت ایران، تهران saghaei.zahra@yahoo.com

^۲دانشجوی دکتری، دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه علم و صنعت ایران، تهران rataghajani@mecheng.iust.ac.i

^۳دانشیار، دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه علم و صنعت ایران، تهران mhaghpanahi@iust.ac.ir

چکیده

هدف این تحقیق، طراحی و روش ساخت فانتومی به منظور مدلسازی خواص مکانیکی بافت نرم است. این فانتوم از تومور و ماده سالمی که تومور را فرا گرفته تشکیل می‌شود. بدین منظور به ترکیبات ژلاتین در آب دیونیزه توجه شد و ترکیب وزنی مورد نیاز برای تولید موادی با رفتار الاستیک خطی و مدول الاستیک ۲۱ و ۱۰۲ کیلو پاسکال به دست آمد. این فانتوم به طور خاص برای استفاده در تصاویر اولتراسوند با اعمال تحریک خارجی کمتر از ۰.۵٪ در محدوده الاستیسیته خطی مناسب است.

کلیدواژگان: الاستوگرافی، اولتراسوند، بافت نرم، ژلاتین، فانتوم.

*عهده‌دار مکاتبات

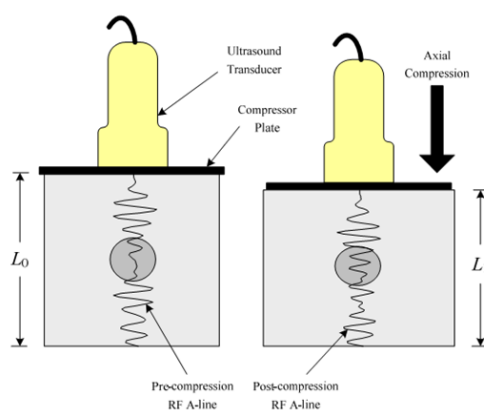
نشانی: تهران، میدان رسالت، خیابان هنگام، خیابان دانشگاه، دانشگاه علم و صنعت ایران، دانشکده مهندسی مکانیک، کدپستی: ۱۳۱۱۴-۱۶۸۴۶

تلفن: ۰۲۱-۷۷۲۴۰۵۴۰، داخلی: ۲۹۲۸، دورنگار: ۰۲۱-۷۷۲۴۰۴۸۸، پیام نگار: mhaghpanahi@iust.ac.ir

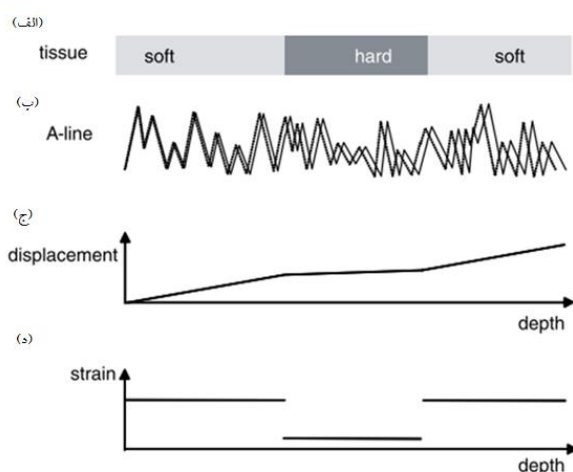
۱- مقدمه

نشان می‌دهد. در تصویر سمت چپ شکل (۱) حالت بافت قبل از اعمال نیرو و در تصویر سمت راست، حالت آن پس از اعمال نیرو نشان داده شده‌است. در هر دو حالت پروب^۵ اولتراسوند تصویر بافت را ثبت می‌کند.

در شکل (۲) با توجه به ترتیب بافت نرم و سخت نشان داده شده در قسمت (الف)، نحوه عبور فرکانس در بخش (ب)، میزان جابه‌جایی در قسمت (ج) و کرنش ناشی از اعمال نیرو در بخش (د) نشان داده شده‌است. همان‌طور که در بخش (د) شکل (۲) دیده می‌شود در مناطق سفت‌تر میزان کرنش در مقایسه با بافت اطراف بسیار کمتر است. بنابراین آگاهی از میزان کرنش (یا میدان جابجایی بافت) می‌تواند اطلاعات مناسبی در اختیار قرار دهد.



شکل (۱)- طرحواره‌ای از فرایند الاستوگرافی [۳].



شکل (۲)- فرکانس، جابه‌جایی و کرنش در قسمت‌های مختلف بافت نرم [۴]

تعیین الاستیسیته بافت با استفاده از روش‌های حل مسائل

سلول‌های سالم در بدن رشد می‌کنند، تقسیم می‌شوند و سرانجام در پیری می‌میرند؛ در حالی که سلول‌های سرطانی به رشد و تقسیم ادامه می‌دهند. هنگامی که سلول‌های قسمتی از بدن به طور بی‌رویه شروع به رشد و ازدیاد می‌کنند، آن ناحیه سرطانی می‌شود [۱]. خواص مکانیکی بافت‌های بدن به شبکهٔ مولکولی سازندهٔ آن‌ها و ویژگی‌های ماکروسکوپی و میکروسکوپی این شبکه بستگی دارد [۲]. تومورها و بسیاری از ضایعات و آسیب‌های بافتی، تغییرات قابل توجهی را در خواص مکانیکی بافت ایجاد می‌کنند. این امر، کارایی روش لمس را -که از صدها سال پیش استفاده می‌شده است- تأیید می‌کند. روش لمس^۱ -که در آن بر سطح بافت نرم به منظور احساس حالات غیرطبیعی در بافت فشار اعمال می‌شود- ابزاری تشخیصی است که با هدف تعیین زود هنگام سرطان‌هایی مانند سینه، پروستات، تیروئید و راست روده به کار گرفته می‌شود. تشخیص بیماری‌ها با استفاده از این روش، وابسته به تجربیات پزشک است. همچنین این روش نسبت به حالات غیرطبیعی کوچکی که در سطوح زیرین پوست و در اعماق بافت‌ها قرار دارد، حساس نیست. بنابراین محققان به روش‌های جدید تشخیصی مبتنی بر خصوصیات مکانیکی بافت، توجه کرده‌اند. یکی از روش‌های نوظهور در این زمینه، الاستوگرافی است. در این روش با استفاده از تصویربرداری تشدید مغناطیسی^۲ یا اولتراسوند^۳، تغییر شکل ایجاد شده در بافت ثبت می‌شود. این تغییر شکل مبنای محاسبهٔ خواص مکانیکی از جمله مدول الاستیک^۴ در بافت است.

اطلاعات پایه‌ای که در روش الاستوگرافی از آن استفاده می‌شود، جابه‌جایی نسبی بافت است. در ابتدا تصویری از بافت تهیه می‌شود و سپس بافت در اثر اعمال فشار، تغییر شکل یافته؛ این تغییرات در تصویر دوم ثبت می‌شود. با استفاده از این دو تصویر و به کمک روش‌های پردازش تصویر میدان جابجایی بافت و در نتیجه کرنش به دست می‌آید.

شکل‌های (۱) و (۲) طرحواره‌ای را از فرایند الاستوگرافی

^۱Palpation probe

^۲Magnetic Resonance Image

^۳Ultrasound

^۴Elastic Modulus

هیدروژل‌ها می‌توانند برای تولید فانتوم مناسب باشند. هیدروژل‌ها، آب‌دوست هستند و محیط خوبی در کنار آب به لحاظ پیوندهای عرضی بین مولکول‌ها ایجاد می‌کنند و می‌توانند حالت جامد نرمی به خود بگیرند. این ویژگی‌ها، هیدروژل‌ها را برای استفاده‌های بیومکانیک مناسب می‌کند. اغلب موادی که برای این منظور استفاده می‌شوند، ژلاتین؛ آگار و پلیمرهایی نظیر پلی‌وینیل الکل و سیلیکون هستند [۵].

عوامل متعددی در انتخاب این مواد موثر می‌باشد که به طور خلاصه به مهمترین آن‌ها اشاره می‌شود. با توجه به نوع روش تصویربرداری الاستوگرافی، ماده مورد استفاده در تولید فانتوم متفاوت است. همان‌طور که اشاره شد روش تهیه تصویر در الاستوگرافی همان روش‌های متداول در پزشکی شامل تصویربرداری با استفاده از امواج اولتراسوند و تشدید مغناطیسی است. در تصویربرداری اولتراسوند یا سونوگرافی تصویر بافت‌های داخلی بدن با استفاده از امواج فراصوت، بدست می‌آید. این امواج در هنگام عبور از بافت‌های مختلف بازتابش می‌شوند و بازتاب‌های این امواج آن به پروب باز می‌گردد. میزان بازتابش امواج صوتی هنگام عبور از بافت‌های مختلف، متفاوت است. مبدل اولتراسوند، امواجی با فرکانس زیاد در حدود ۵-۱۲ مگاهرتز ساطع می‌کند. این امواج هنگام برخورد با مرز بافت، بازتاب می‌شوند و بازتاب با تأخیر زمانی به مبدل باز می‌گردد. سرعت صوت در بافت به مشخصات فیزیکی آن مثل چگالی و ضریب میرایی بستگی دارد. تشدید مغناطیسی نیز روش عکس برداری معمول و متداولی نیست و معمولاً زمانی استفاده می‌شود که احتمال سرطان زیاد باشد. در این روش برای عکس‌برداری بهتر از بافت، مواد حاجب به بیمار تزریق می‌شود [۶، ۱].

مواد به کار برده شده برای ساختن فانتوم‌ها اغلب ژلاتین، آگار و پلی‌وینیل الکل است. به طور مثال پلی‌وینیل الکل تنها برای تصویربرداری با تشدید مغناطیسی مناسب است [۵]. در تصویربرداری اولتراسوند نیز سرعت عبور صوت قابل توجه

معکوس الاستیسیته انجام می‌شود. در واقع ورودی این مسائل میدان جابجایی بافت و خروجی آنها توزیع الاستیسیته بافت است؛ اما از زمان مطرح شدن هر روش تا به کارگیری آن برای بیماران راهی طولانی و پرفراز و نشیبی در مقابل پژوهشگران قرار دارد. یکی از مهمترین مراحل در واقع آزمون روش و الگوریتم‌های جدید برای بافت‌های طبیعی به صورت *in vivo* و *in vitro* است؛ اما استفاده از بافت‌های طبیعی دارای محدودیت‌های متنوعی است. دسترسی سخت و گاهی غیرممکن، تفاوت و پیچیدگی‌های گریزناپذیر فیزیولوژیک، رفتارهای غیرخطی و خواص غیر همسانگرد را می‌توان از مهمترین مشکلات استفاده از بافت‌های طبیعی در مراحل اولیه توسعه هر روشی دانست. بنابراین استفاده از بافت‌های مصنوعی شبیه‌ساز رفتار و خواص مکانیکی بافت‌های طبیعی به صورت راه حلی گریزناپذیر مطرح می‌شود. این بافت‌های مصنوعی که در اصطلاح فانتوم^۶ نامیده می‌شوند مشکل در دسترس نبودن و تکرارناپذیری بافت‌های واقعی را برای محققان برطرف می‌کنند و امکان تکرار آزمایش‌ها را فراهم می‌کنند.

شبیه‌سازی بافت نرم به صورت دقیق نیازمند در نظر گرفتن شرایطی نظیر رفتار غیرخطی (هایپر الاستیک یا ویسکوالاستیک) و ناهمسانگرد بافت نرم است. در نظر گرفتن این ویژگی‌ها برای مواد، منجر به پیچیدگی بسیار زیاد و گاهی غیر قابل کنترل معادلات می‌شود. این مشکل بیشتر محققان را بر آن داشته تا بافت نرم را در محدوده کرنش‌های کمتر از ۵٪ و گاهی ۱۰٪، به صورت خطی و همسانگرد مدل‌سازی کنند. توجه به این نکته مهم است که مدول الاستیک در این حالت از یک تابع درجه یک بین تنش و کرنش بدست می‌آید [۱].

اغلب روش‌های ریاضی در حال توسعه به منظور حل مسأله الاستوگرافی، برای سادگی، فانتومی مکعب شکل را در نظر می‌گیرند که نقش چربی را ایفا می‌کند. همچنین استوانه‌ای درون این مکعب به عنوان تومور در نظر گرفته می‌شود. گروه‌هایی که در زمینه ساخت فانتوم مطالعه کرده‌اند؛ نشان داده‌اند که

^۶Phantom

شبیه‌سازی شده است با دستگاه اولتراسوند ثبت شده؛ کارایی فانتوم تولید شده، ارزیابی شده است.

۲- روش

برای ساخت فانتوم بافت نرم، مواد شبیه‌ساز باید دارای خصوصیات مشابهی از نظر مدول یانگ و سرعت عبور صوت بوده؛ در ضمن در مراحل ساخت فانتوم قابل کنترل و تغییرات آنها در حین آزمایش الاستوگرافی ناچیز باشند. اساس کار بیشتر تحقیقات ساخت فانتوم در مورد مدول یانگ، نتایج تحقیق *Krouskop* و همکارانش است که در آزمایشگاه، مقادیر مدول الاستیک را برای بافت‌های سالم و سرطانی سینه و پروستات به دست آورده‌اند. در این پژوهش با اعمال ۵٪ پیش‌بار فشاری، مدول الاستیک $18 \pm 7 \text{ kPa}$ برای بافت چربی سالم، $96 \pm 34 \text{ kPa}$ برای بافت فیبروزی و $106 \pm 32 \text{ kPa}$ برای مجاری شیری دچار تومور گزارش شده است. همچنین در مورد پروستات با اعمال ۴٪ پیش‌بار فشاری مدول الاستیک برای بافت سالم $18 \pm 60 \text{ kPa}$ و برای بافت دچار تومور $34 \pm 230 \text{ kPa}$ گزارش شده است [۹]. برای ساخت فانتوم اغلب از دو ماده یکی به عنوان ماده تومور و دیگری بافت اطراف تومور (چربی) استفاده می‌شود. همچنین نسبت مدول تومور به چربی نیز پارامتر دیگری است که معمولاً بین ۲ تا ۶ برابر در مقالات مختلف در نظر گرفته می‌شود [۹، ۱۱]. برای تولید فانتوم، با استفاده از پودر ژلاتین نمونه‌هایی به شکل استوانه با قطر ۳۴ و ارتفاع ۲۰ میلی‌متر ساخته شد. ارتفاع کمتر از قطر در این نمونه‌ها موجب جلوگیری از کمانش در آزمون فشاری شده؛ آن‌ها را برای انجام آزمایش کاملاً مناسب می‌کند. در پایان بافت‌های نرم تولید شده باید شرایط مدول الاستیک را برقرار کرده؛ برای تصویربرداری با اولتراسوند مناسب باشند. علاوه بر آن باید نسبت خوبی نیز از لحاظ مدول الاستیک بین دو ماده نهایی شبیه‌سازی کننده بافت سالم و تومور برقرار باشد. از میان نمونه‌های مختلفی که با سعی و خطا تهیه شدند،

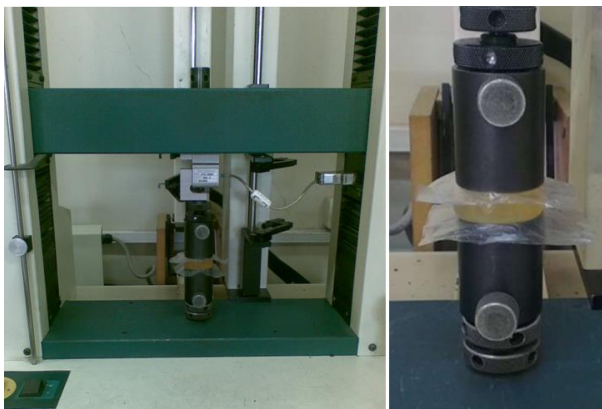
است. با توجه به این که سرعت عبور صوت از بافت نرم در حدود 1540 m/s است، ژلاتین و آگار از این نظر برای روش تصویربرداری اولتراسوند مناسب هستند [۸، ۷].

به دلیل آن که هدف اصلی الاستوگرافی به دست آوردن توزیع الاستیسیته بافت است و فانتوم نقش بافت نرم را ایفا می‌کند، اطلاع دقیق از مدول الاستیک و کنترل آن اهمیت بسزایی دارد. بنابراین مسأله دیگر در ساخت فانتوم، توجه به مدول الاستیسیته بافت نرم مورد نظر است. مدول الاستیسیته برای بافت چربی از 10 kPa تا بیش از 30 kPa و برای بافت فیبروزی و تومور از 60 kPa تا بیش از 300 kPa گزارش شده است [۹].

نکته قابل ذکر آن است که استفاده از گزارش‌های موجود درباره روش ساخت فانتوم، امکان‌پذیر نیست و در صورت بکارگیری روش‌های موجود در مقالات نیز، مدول‌های گزارش شده حاصل نمی‌شوند. دلیل این مشکل آن است که شرایط موجود در مطالعات به طور کامل از لحاظ نوع مواد (انواع ژلاتین در یک ترکیب وزنی مشخص، رفتار مختلفی داشته که به خلوص ژلاتین و منشأ تشکیل ژلاتین بستگی دارد)، رطوبت، کنترل‌های دمایی و سایر افزودنی‌ها یا به صورت کامل و دقیق ارائه نشده؛ یا در شرایط آزمایشگاهی ما قابل استفاده نیستند. به همین دلیل نیز تمام گروه‌های تحقیقاتی در دنیا روشی منحصر به خود در تولید فانتوم‌های مورد نیازشان ارائه کرده‌اند. بنابراین با توجه به این محدودیت‌ها طراحی و ساخت فانتوم به صورتی - که امکان تکرار آن در امکانات و شرایط معمول آزمایشگاهی فراهم باشد - هدف اصلی این پژوهش است.

از آن جایی که بافت نرم در تغییر شکل‌های کوچک، رفتاری خطی دارد [۱۰]، هدف این مطالعه در ابتدا ساخت و تولید موادی است که به لحاظ مدول الاستیک شبیه بافت چربی و تومور عمل کرده؛ در کرنش‌های کمتر از ۵ درصد رفتار خطی از خود نشان دهند. در ادامه پس از ساخت فانتومی با مواد مورد نظر، با اعمال تحریک به آن جابه‌جایی قسمتی که تومور در آن

هزارم نیوتن و دارای دو فک استوانه‌ای با قطر ۴۰ میلیمتر بود. قطر فک‌ها از قطر نمونه‌ها بیشتر بود و نمونه‌ها طوری روی فک‌ها قرار می‌گرفتند که کاملاً وسط باشند. با تعریف جابه‌جایی مشخص برای دستگاه، فک شروع به اعمال نیرو به نمونه و ترسیم نمودار نیرو برحسب جابه‌جایی می‌کرد. شکل (۴) دستگاه آزمون فشاری را نمایش می‌دهد.



شکل (۴) - دستگاه آزمون فشاری در حال آزمون نمونه‌ها

آزمون فشاری به صورت استاتیک، اعمال جابه‌جایی با سرعت کم و با استناد به آزمون فشاری گروه تحقیقاتی مدسن^۸ و همکاران با سرعت 0.4 mm/s در دمای محیط انجام شد [۱۰]. نکته جالب توجه آن است که نمونه‌ها پس از برداشتن نیرو به حالت اولیه بازمی‌گردند؛ این نکته نشان می‌دهد که نمونه‌ها از رفتار الاستیک خطی پیروی می‌کنند.

پس از تولید نمودار نیرو-جابه‌جایی فاننوم‌ها با دستگاه آزمون فشاری، نمودار تنش-کرنش نیز استخراج شد. شیب نمودار تنش-کرنش، مدول الاستیک نمونه‌ها را مشخص می‌کند. شکل (۵) نمودار تنش برحسب کرنش را ماده شبیه‌ساز چربی و شکل (۶) این نمودار را برای ماده شبیه‌ساز تومور نشان می‌دهد. همان‌طور که از نمودارها مشخص است رفتار این مواد در این کرنش‌ها کاملاً خطی است و با رفتار بافت نرم در کرنش‌های کوچک مطابقت خوبی نشان می‌دهد. با توجه به شیب نمودارها، مدول الاستیک برای ماده شبیه‌ساز چربی 21 kPa و برای تومور 102 kPa بدست آمد. در محاسبه شیب نمودارها از ۵٪ اول کرنش به علت در نظر گرفتن پیش‌بار فشاری، صرف نظر شد.

پس از تکرار روند ساخت نمونه‌ها، دو نمونه با ترکیباتی - که در ادامه ذکر شده‌اند- به عنوان ماده شبیه‌ساز چربی و تومور مشخص شدند.

۱-۲- ماده شبیه‌ساز چربی

ترکیب ۱۵ گرم ژلاتین در ۱۰۰ میلی‌لیتر آب دیونیزه در بشر ریخته، و بر روی حمام آب قرار داده شد. دمای حمام آب در طی این فرایند ۹۰ درجه سانتیگراد تنظیم شده بود. محلول به آرامی هم زده شد تا از تشکیل حباب جلوگیری شود. پس از حل شدن کامل ژلاتین در آب و تشکیل محلولی کاملاً شفاف، محلول داخل قالب استوانه‌ای ریخته شد و به مدت سه روز در دمای محیط قرار داده شد.

۲-۲- ماده شبیه‌ساز تومور

۱۰۰ میلی‌لیتر آب دیونیزه در بشر ریخته، و بر روی حمام آب قرار داده شد. پس از آن ۴۰ گرم ژلاتین کم‌کم به آب اضافه شد تا از لخته شدن ژلاتین جلوگیری شود. به علت افزایش غلظت ژلاتین، دمای حمام در طی فرایند حل کردن، ۹۵ درجه سانتیگراد بود. پس از آن که ژلاتین به طور کامل در آب حل شد و محلولی شفاف حاصل شد؛ محلول درون قالب استوانه‌ای ریخته، و به مدت ۳ روز در دمای محیط قرار داده شد.

۲-۳- محاسبه مدول الاستیک

ژل پس از تشکیل با ملایمت و به طوری که نمونه آسیب نبیند از قالب خارج و برای آزمون فشاری آماده شد. در شکل (۳) نمونه ژلاتینی خارج شده از قالب نشان داده شده است.



شکل (۳) - تصویر نمونه ژلاتینی

دستگاه آزمون فشاری برای انجام آزمایش *H10KS electronic universal testing machine (United States)* محصول شرکت *HOUNSFIELD* با لودسلی^۷ با دقتی در حدود

⁷Load cell

⁸Medsen

اولتراسوند مدل (Guangzhou Shihai Medical Equipment)
 chison 8100(CoLtd) را نشان می‌دهد که برای تهیه تصاویر از
 آن استفاده شد.

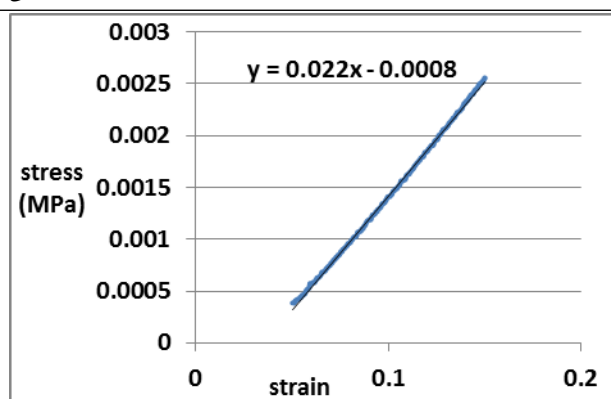


شکل (۷) - فانتوم با تومور استوانه‌ای

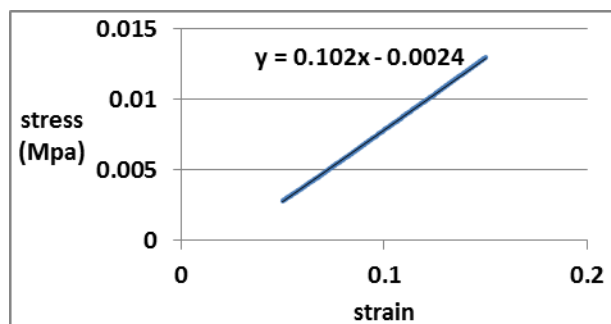
این دستگاه اولتراسوند دارای دو پروب با سیگنال‌های خطی و واگرا است. در مورد پروب واگرا به دلیل واگرا بودن سیگنال‌های این پروب، تعیین ابعاد تصویر و هماهنگی با فانتوم مشکل است؛ بنابراین از پروب خطی استفاده می‌شود. فرکانس دستگاه برای این تصاویر مقدار ۷/۵ مگاهرتز تنظیم شده بود.

۲-۵- حل عددی

به منظور حل عددی، نمونه‌ها با استفاده از نرم‌افزار آباکوس^۹ تحلیل شدند. در فرایند تحلیل همان‌طور - که در شکل (۹) مشخص است - به سطح بالایی فشار اعمال، و سطح زیرین ماده در راستای اعمال فشار مقید شد.



شکل (۵) - نمودار تنش برحسب کرنش ماده شبیه‌ساز چربی



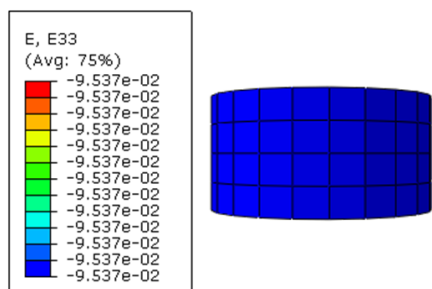
شکل (۶) - نمودار تنش برحسب کرنش ماده شبیه‌ساز تومور

۲-۴- ساخت فانتوم و انجام آزمایش

با استفاده از ترکیبات بدست آمده فانتومی مکعب شکل - که استوانه‌ای در وسط آن با مدول الاستیک بیشتری نقش تومور را ایفا می‌کرد - مانند شکل (۷) ساخته شد. پس از آنکه این فانتوم شکل گرفت از قالب بیرون آورده شد و به منظور انجام آزمایش‌های الاستوگرافی، سطح بالایی مکعب، تحت فشار قرار گرفت. در حین آزمایش فانتوم روی سطحی صاف و صیقلی قرار داده شد تا از اصطکاک جلوگیری شود. از آنجایی که برای مسأله ریاضی الاستوگرافی، تنها جابه‌جایی در راستای اعمال بار اهمیت دارد، حین انجام آزمایش اطراف فانتوم در راستای محور طولی نیز مقید شد تا جابه‌جایی در این جهت حداقل شود. بارگذاری با استفاده از دستگاه آزمون فشاری انجام شد و برای توزیع یکنواخت بار از صفحه‌ای در زیر فک استوانه‌ای دستگاه استفاده شد.

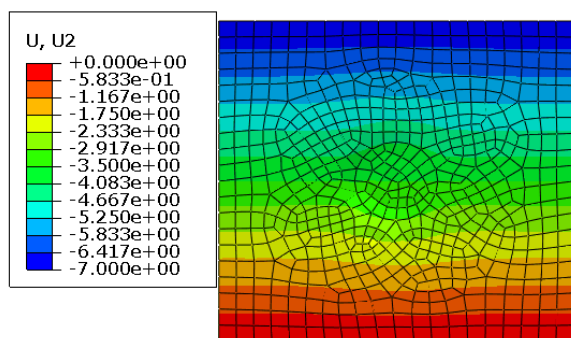
برای بررسی تغییرات فانتوم ابتدا با دستگاه اولتراسوند از حالت اولیه تصویری تهیه شد و بعد از انجام بارگذاری نیز تصویر دیگری حالت ثانویه را ثبت کرد. شکل (۸) دستگاه

^۹ABAQUS



شکل (۱۱) - کرنش نمونه ۲۱ kPa در راستای اعمال فشار نتایج تحلیل در مورد نمونه با مدول ۱۰۲ kPa نیز با نتایج آزمایش مطابقت خوبی داشت. با این دو ماده به عنوان بافت و تومور می توان فانتومی تولید کرد که نسبت مدول تومور به مدول بافت اطراف در حدود ۴/۶ باشد.

برای شبیه سازی فانتوم مکعب شکل در نرم افزار آباکوس، شرایط آزمایش بعنوان قیود استفاده شد. بدین ترتیب که اضلاع سمت راست و چپ فانتوم در راستای افقی و ضلع پایینی در راستای اعمال فشار مقید شد. همچنین بار بر ضلع بالایی اعمال شد. شکل (۱۲) جابه جایی در راستای اعمال فشار را برحسب میلیمتر برای فانتوم نشان می دهد.



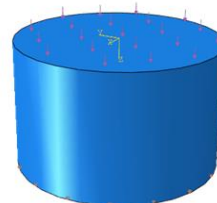
شکل (۱۲) - جابه جایی در راستای اعمال فشار برحسب میلیمتر برای فانتوم

۳- نتایج

تصاویری که از مقطع وسط این فانتوم قبل و بعد از فشرده شدن برداشت شده است، در شکل (۱۳) مشاهده می شود. قسمت روشنی که در تصویر سمت چپ شکل (۱۳) در بالای فانتوم مشاهده می شود ناشی از فشرده شدن فانتوم در اثر بارگذاری است.

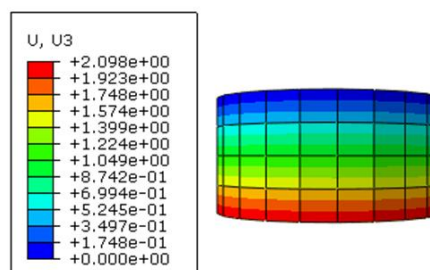


شکل (۸) - دستگاه اولتراسوند chison 8100



شکل (۹) - نمونه در آباکوس

در این تحلیل، نمونه ای استوانه ای با مدول الاستیک ۲۱ kPa، الاستیک و همسانگرد در نظر گرفته شد. سپس تحت فشار بدست آمده از آزمایش - که برای فشرده شدن طول نمونه تا کرنش ۰/۱۰ لازم بود - قرار گرفت. کرنش بدست آمده از نرم افزار ۰/۰۹۵ بود که با خطایی در حدود پنج درصد نتایج قابل قبولی را ارائه می کند. شکل های (۱۰) و (۱۱) به ترتیب جابه جایی و کرنش نمونه ۲۱ kPa در راستای اعمال فشار را نشان می دهند.



شکل (۱۰) - جابه جایی نمونه ۲۱kPa در راستای اعمال فشار برحسب میلیمتر

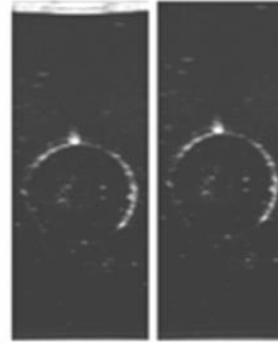
پیکسل به عنوان خروجی محاسبه می‌کند. با تناسب تعداد پیکسل‌ها و ابعاد فانتوم جابه‌جایی برحسب میلی‌متر مشخص می‌شود. همچنین با استفاده از این روش می‌توان نتایج خروجی را به صورت تصویری مانند شکل (۱۴) نمایش داد. در این تصویر مناطق سفید کمترین و سیاه بیشترین میزان جابه‌جایی را نشان می‌دهند.



شکل (۱۴) - پردازش تصاویر

اگرچه دستیابی به مدول الاستیک بافت منوط به حل مسأله معکوس الاستیسیته است، رسم نمودار جابه‌جایی بر حسب عمق نیز اطلاعات خوبی را در مورد نسبت مدول الاستیک قسمت‌های مختلف بیان می‌کند. در هنگام آزمایش به علت تغییرات دمایی، نسبت مدول الاستیک تومور به بافت سالم در فانتوم تولید شده $3/1$ به دست آمد. شکل (۱۵) این نمودار را برای فانتوم ساخته شده با نسبت مدول تومور به بافت سالم $3/1$ نشان می‌دهد. با مشاهده این نمودار مشخص است که شیب نمودار در ناحیه‌ای که تومور استوانه‌ای با مدول الاستیک بیشتر، قرار دارد تغییر کرده؛ پس از تومور دوباره به حالت قبلی تبدیل شده است.

به منظور اعتبارسنجی نتایج به دست آمده از آزمایش الاستوگرافی، پردازش تصویر و کیفیت میدان جابه‌جایی تولیدی، نتایج با حل عددی مقایسه شدند. پس از این که مدل سه بعدی فانتوم مورد آزمایش در نرم‌افزار آباکوس بارگذاری شد، نمودار جابه‌جایی برحسب عمق برای فانتوم مانند شکل (۱۶) رسم شد. با مقایسه نتایج، خطایی حدود ۴ درصد بین آزمایش و حل



شکل (۱۳) - تصویر قبل از جابه‌جایی (سمت راست) - بعد از جابه‌جایی (سمت چپ)

در مرحله بعد تصویر پردازش شد. در این فرایند ورودی، تصویر است و سیگنال‌های تصویر پردازش می‌شوند. خروجی پردازشگر تصویر می‌تواند تصویری یا مجموعه‌ای از متغیرهای مربوط به تصویر باشد. در اغلب روش‌های پردازش، تصویر به عنوان یک سیگنال دو بعدی در نظر گرفته می‌شود و روش‌های استاندارد پردازش سیگنال برای آن به کار برده می‌شود.

تطابق تصویر یکی از شاخه‌های پرکاربرد دانش پردازش تصویر است. هدف این شاخه تشخیص نقاط تفاوت در یک جفت تصویر است. دو تصویر که در فواصل زمانی از یک موضع خاص تهیه شده‌اند با یکدیگر مقایسه شده؛ نقاط متفاوت مشخص می‌شوند. در این مطالعه هدف تشخیص تفاوت‌ها در قسمت‌های همپوشان یک جفت تصویر اولتراسوند است که از موضعی خاص در زمان‌های متفاوت بدست آمده‌اند. روش‌های تطابق تصویر به صورت‌های مختلفی از جمله بر اساس شکل^{۱۰}، نقاط خاص^{۱۱} و یا شدت رنگ تصویر^{۱۲} عمل می‌کنند[۱۲].

به طور کلی روش‌های پردازش تصاویر به دنبال یافتن نگاهی هستند که حالت اولیه تصویر را به حالت ثانویه تبدیل می‌کند. این تبدیلات می‌توانند به صورت خطی، غیرخطی، محلی و یا کلی باشد. در کد مورد استفاده در این مطالعه از روش رجیستر^{۱۳} - که بر اساس تطابق پیکسل‌ها است - استفاده شد. این کد گروهی از پیکسل‌های تصویر حالت ثانویه را به عنوان ورودی دریافت کرده؛ شبیه‌ترین پیکسل‌ها به آن را در تصویر اولیه پیدا می‌کند. پس از آن جابه‌جایی را برحسب

¹⁰Featured based

¹¹Landmarks

¹²Intensity based

¹³Registration

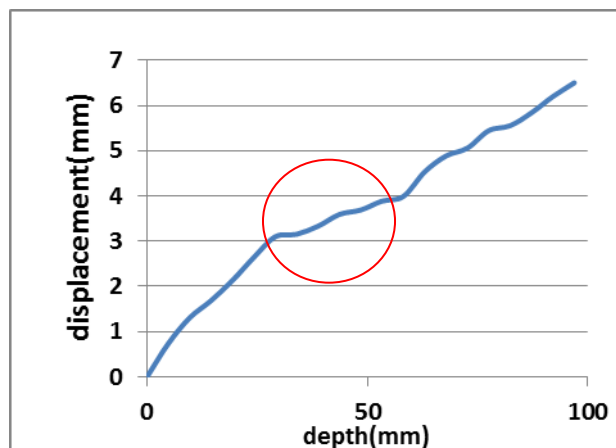
می‌شوند. نکته دیگر دمای مورد نیاز برای انجام آزمایش است؛ به طور مثال با افزایش دمای محیط به بیش از ۲۵ درجه نمونه‌ها کاملاً حساس بودن خود را به دما نشان می‌دهند و حتی در بعضی موارد حالت ژل مانند خود را به کلی از دست می‌دهند. با توجه به این که این فانتوم‌ها به منظور آزمایش‌های الاستوگرافی تهیه می‌شوند و این آزمایش‌ها معمولاً زمان‌بر بوده؛ نیاز به تکرار دارند، پایداری فانتوم‌ها مسأله‌ای است که لازم است در آینده در مورد آن مطالعاتی انجام شود [۹].

در مورد نتایج حاصل از پردازش تصاویر - که در شکل و نمودار خروجی محاسبه جابه‌جایی‌ها مشخص است - می‌توان گفت که با اعمال کرنش کمتر از ۵٪ برای کل فانتوم، تفاوت جابه‌جایی ناشی از تفاوت در مدول الاستیک تا حدی قابل تشخیص است. پیش‌بینی می‌شود با افزایش کرنش تفاوت جابه‌جایی‌ها مشخص‌تر باشد. این امر مستلزم ساختن فانتومی با خواص هایپرالاستیک است.

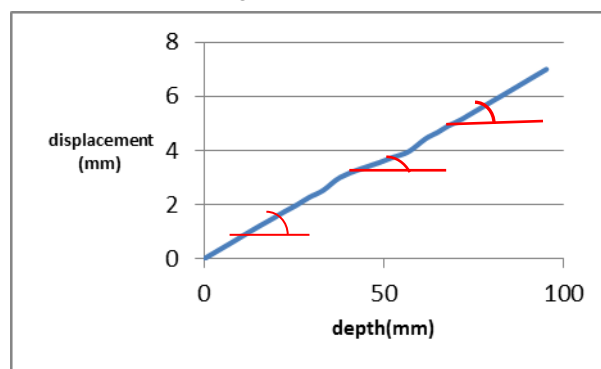
فرض‌های ساده‌کننده‌ای در مورد فانتوم مثل همسانگرد، الاستیک و همگن بودن تنها برای حل روش‌های ریاضی مسأله الاستوگرافی در نظر گرفته می‌شود و برای توسعه پژوهش توجه به خصوصیات واقعی بافت نرم ضروری است. همچنین در مواردی نیز با اعمال کرنش‌های کوچک، تشخیص قسمت‌های سفت‌تر از دیگر بخش‌ها ممکن نیست و بافت باید تحت کرنش بیشتری قرار گیرد. با این شرایط دیگر فرض خطی بودن برای بافت صادق نیست و با توجه به مقالاتی که در این زمینه وجود دارد لازم است تا روابط هایپرالاستیک برای بافت در نظر گرفته شوند [۱۳].

هدف نهایی در انجام مطالعات الاستوگرافی تعیین مدول الاستیک قسمت‌های سفت‌تر با استفاده از میزان جابه‌جایی در قسمت‌های مختلف فانتوم است که همچنان در مراحل ابتدایی است. اما همان‌طور که در نتایج مشاهده شد تفاوت شیب نمودار جابه‌جایی برحسب عمق می‌تواند از وجود ناهمگنی خبر دهد و در صورت فاحش بودن این تغییرات، نشان دهنده تومور باشد.

عددی به دست آمد. شکل (۱۶) میدان جابه‌جایی را در وسط فانتوم در حل عددی نشان می‌دهد.



شکل (۱۵) - نمودار جابه‌جایی بر حسب عمق برای فانتوم در حالت آزمایش



شکل (۱۶) - نمودار جابه‌جایی بر حسب عمق برای فانتوم در حل عددی

همان‌طور که از شکل‌ها مشخص است شیب نمودار در قسمت‌های مختلف تفاوت محسوسی کرده است.

۴- بحث و نتیجه‌گیری

نتایج این آزمایش‌ها نشان داد که استفاده از ژلاتین در ترکیب ویژه به دست آمده در این پژوهش و با دستورالعمل ذکر شده، می‌تواند برای تولید فانتوم‌های الاستیک به منظور شبیه‌سازی بافت سالم و سرطانی به کار گرفته شود.

همچنین می‌توان با ساخت فانتومی مناسب و تغییر نسبت مدول تومور به مدول بافت سالم اطراف تومور، به بررسی کارایی روش الاستوگرافی در تشخیص سرطان پرداخت. البته این فانتوم‌ها تنها برای چند روز بعد از تولید خواص خود را حفظ می‌کنند و با گذشت زمان دچار تغییر شکل و خواص

- Ultrasound and Elastographic Imaging; Transactions on Nuclear Science, 2011; 58: 660-667.
- [7] Hall T.J., Bilgen M., Insana M.F., Krouskop T.A., Phantom materials for elastography; Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control, IEEE Transactions on, 1997; 44: 1355-1365.
- [8] Zell K., Sperl J.I., Vogel M.W., Niessner R., Acoustical properties of selected tissue phantom materials for ultrasound imaging; 2007; 52 :N475-84.
- [9] Krouskop T.A., Hall A.T., Elastic Moduli of Breast and Prostate Tissues under Compression; Ultrasonic imaging, 1998; 20: 260-274.
- [10] Pavan T.Z., Madsen E.L., Frank G.R., Hall T.J., Nonlinear elastic behavior of phantom materials for elastography; Phys.Med. Biol., 2010; 55: 2679-2692.
- [11] Madsen E.L., Varghese T., Hall T.J., Spherical lesion phantoms for testing the performance of elastography systems; 2005; 50:5983-95.
- [12] http://fa.wikipedia.org/wiki/پردازش_تصویر
- [13] O'Hagan J.J., Samani A.A., Measurement of the hyperelastic properties of tissue slices with tumour inclusion; Phys. Med. Biol, 2008; 53: 7087-7106.
- [1] Mehrabin H., soft tissue hyperelastic parameter reconstruction for breast cancer assessment; Master thesis, Department of Electrical and Computer Engineering, Western Ontario London, 2008.
- [2] Fung Y.C., Structure and Stress-Strain Relationship of Soft Tissues; American Zoologist, 1984; 24: 13-22.
- [3] Hoyt K.L., Spectral Strain Estimation Techniques for Tissue Elasticity Imaging PhD thesis, Drexel University, 2005.
- [4] Hoskins P., Marin K., Thrush A., Diagnostic Ultrasound Physics and Equipment; published in the United States of America by Cambridge university, 2010.
- [5] Madsen E.L., FRANK G.R., Krouskop K., Tissue-Mimicking Oil-in-Gelatin Dispersions for Use in Heterogeneous Elastography Phantoms; Ultrasonic Imaging, 2003; 25: 17-38.
- [6] Dang J., et al., Development of an Anthropomorphic Breast Phantom for Combined PET, B-mode

