



بهینه‌سازی ضرایب مدل هایپرالاستیک بافت نرم با استفاده از داده‌های تجربی و الگوریتم ژنتیک

امیررضا اسمعیلی¹، میلاد کشاورز²، افسانه مجری^{3*}

- 1- دانشجوی کارشناسی، مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی خواجه نصیرالدین طوسی، تهران
 - 2- کارشناسی ارشد، مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی خواجه نصیرالدین طوسی، تهران
 - 3- استادیار، مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی خواجه نصیرالدین طوسی، تهران
- * تهران، صندوق پستی 19395-1999، mojra@kntu.ac.ir

اطلاعات مقاله

مقاله پژوهشی کامل
دریافت: 14 اردیبهشت 1394
پذیرش: 15 تیر 1394
ارائه در سایت: 24 مرداد 1394
کلید واژگان:
بافت نرم
حس لامسه‌ی مصنوعی
هایپرالاستیک
الگوریتم ژنتیک
تومور

چکیده

سرطان بافت نرم معادل با تغییر خواص مکانیکی بافت است. در سال‌های اخیر همواره علم پزشکی به دنبال معرفی روش‌های نوین در راستای تشخیص زودهنگام سرطان‌های بافت نرم بوده‌است. وجه تمایز این روش‌ها از روش‌های متداول معاینه بافت، کاهش میزان آسیب و تهاجم وارد به بافت همزمان با افزایش دقت تشخیص است. این مقاله قصد دارد با استفاده از داده‌های حاصل از آزمایش‌های بالینی روی بافت سینه به تحلیل و مدل‌سازی رفتار مکانیکی قسمتی از بافت نرم سینه توسط مدل هایپرالاستیک مونی-ریولین بپردازد. به این منظور از یک دستگاه اعمال کرنش مکانیکی بر مبنای روش نوین و غیرتهاجمی حس لامسه‌ی مصنوعی استفاده شده است. این دستگاه بر روی 8 بیمار با گستره‌ی سنی بین 20 تا 50 سال در کلینیک فوق تخصص بیماری‌های سینه زنان جهاددانشگاهی و با در نظر گرفتن پروتکل‌های بالینی، مورد تست و ارزیابی بالینی قرار گرفته است. خروجی دستگاه شامل مقادیر تنش برحسب کرنش است. از آنجایی که خواص مکانیکی بافت سینه در ناحیه‌های مختلف بسیار متفاوت است، چند ناحیه مشخص روی بافت در بیماران مختلف انتخاب شده و در مجموع 40 ناحیه مورد آزمایش توسط دستگاه قرار گرفته است. به منظور رسیدن به یک مدل قابل اطمینان، پایدار و بهینه، از الگوریتم ژنتیک برای بهینه‌کردن ضرایب مدل هایپرالاستیک مونی-ریولین استفاده می‌کنیم. نتایج نشان می‌دهد که با استفاده از این مدل می‌توان رفتار مکانیکی ناحیه‌های مختلف از بافت نرم سینه را با دقت بالایی مورد بررسی و پیش‌بینی قرار داد. مدل به دست آمده قابلیت تشخیص وجود بیماری و پیگیری روند تغییرات آن را دارا است.

Optimization of hyperelastic model parameters of soft tissue based on genetic algorithm utilizing experimental mechanical dataset

Amir Reza Esmaili, Milad Keshavarz, Afsane Mojra*

Department of Mechanical Engineering, K. N. Toosi University of Technology, Tehran, Iran.
*P.O.B. 19395-1999 Tehran, Iran, mojra@kntu.ac.ir

ARTICLE INFORMATION

Original Research Paper
Received 04 May 2015
Accepted 06 July 2015
Available Online 15 August 2015

Keywords:
Soft Tissue
Artificial Tactile Sensing
Hyperelastic
Genetic Algorithm
Tumor

ABSTRACT

Soft tissue's cancers are related to major variations in the mechanical properties of the tissue. In recent years, a number of developing techniques have been introduced for early detection of soft tissue's cancers. The major advantage of these methods over the common available techniques is that, while being noninvasive to the body, the accuracy of detection is noticeably increased. This article intends to analyze mechanical behavior of the breast tissue by considering a Mooney-Rivlin hyperelastic model. Coefficients of the model are defined by using a series of experimental mechanical datasets. For this purpose, a mechanical device is designed and fabricated based on a new non-invasive method named Artificial Tactile Sensing (ATS). The device is examined on 8 patients in the age range of 20 to 50 years referred to as "Jahad Daneshgahi Breast Diseases Clinic" while considering Helsinki agreement's protocols. Due to wide anatomical variations of the breast tissue in individuals, 40 specified regions are examined on the tissues of all attended cases. Experimental stress versus strain datasets are collected for 40 test points. To achieve a reliable and optimized model, a genetic algorithm (GA) is used for calculating Mooney-Rivlin's coefficients. Results confirmed that an accurate model can be afforded to estimate the soft tissue's mechanical behavior with the least error. The model is suitable for disease diagnosis and follow-up procedure.

1- مقدمه

مهم‌ترین انواع سرطان، تومورهای بافت سینه است که در گروه رتبه‌بندی آمار سرطان بافت نرم یک رشد غیرقابل کنترل سلول‌های بافت است. یکی از ابتلا به سرطان درصد قابل توجهی را به خود اختصاص داده است. نرخ بروز

Please cite this article using:

A. R. Esmaili, M. Keshavarz, A. Mojra, Optimization of hyperelastic model parameters of soft tissue based on genetic algorithm utilizing experimental mechanical dataset, *Modares Mechanical Engineering*, Vol. 15, No. 9, pp. 134-140, 2015 (In Persian)

برای ارجاع به این مقاله از عبارت ذیل استفاده نمایید:

A. R. Esmaili, M. Keshavarz, A. Mojra, Optimization of hyperelastic model parameters of soft tissue based on genetic algorithm utilizing experimental mechanical dataset, *Modares Mechanical Engineering*, Vol. 15, No. 9, pp. 134-140, 2015 (In Persian)

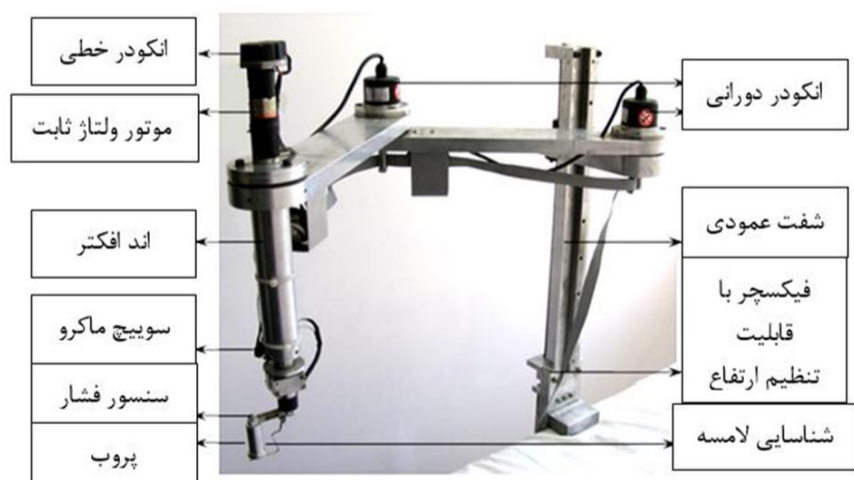
قرار دهیم. 8 بیمار مراجعه کننده به کلینیک فوق تخصص بیماری‌های سینه زنان جهاد دانشگاهی توسط دستگاه مورد معاینه قرار گرفته‌اند و داده‌های تنش و کرنش حاصل از معاینه‌ی 40 ناحیه از بافت‌ها به وسیله‌ی مدل هایپراالاستیک مونی‌ریولین مورد تطابق قرار می‌گیرند. ضرایب حاصل از این مدل توسط الگوریتم ژنتیک مورد بهینه‌سازی قرار می‌گیرند. مدل به دست آمده قابلیت پیش‌بینی رفتار بافت سینه را دارا است که در تشخیص بیماری و پیگیری روند تغییرات آن در طول زمان بسیار موثر است.

2- مراحل انجام کار

2-1- دستگاه معاینه گر

به منظور انجام معاینات بافت نرم از دستگاهی مطابق شکل 1 استفاده شده است. پایه و اساس کار این دستگاه استفاده از روش نوین حس لامسه‌ی مصنوعی است که برگرفته از معاینات فیزیکی پزشکان و استفاده از حس لامسه برای تشخیص وجود هرگونه ضایعه غیرطبیعی در بافت نرم است. به دلیل ساختار پیچیده‌ی بافت سینه، برای تشخیص رفتار بافت سالم و تمایز آن از بافت دارای توده، از یک سنسور مینیاتوری بسیار دقیق¹ استفاده شده است [22,21]. این سنسور مینیاتوری برای اندازه‌گیری حداکثر 500 گرم نیرو طراحی شده است. ولتاژ تحریک اولیه سنسور 5 ولت است. ساختار مکانیکی سنسور به ما این اجازه را می‌دهد که از پروب‌هایی در اندازه‌های مختلف استفاده کنیم. لذا به کمک این دستگاه می‌توان توده‌هایی با اندازه‌های مختلف را تشخیص داد. سطح مقطع پروب دستگاه به صورت دایروی، صاف و از جنس آلومینیوم است. یکی از ویژگی‌های این دستگاه فراهم آوردن امکان تنظیمات آن به دور از بیمار است. اجزای مختلف این دستگاه در شکل 1 نمایش داده شده است.

سنسورهای MBL برای اندازه‌گیری نیروهای بسیار کوچک طراحی شده‌اند و دارای تنها 0/1% خطای هیستریزیس و عدم اندازه‌گیری خطی می‌باشند. پروب این دستگاه به منظور دسترسی راحت به تمامی نقاط قفسه سینه بیمار به یک مکانیزم اسکارا² متصل شده است. همچنین برای تنظیم ارتفاع دستگاه از یک شفت عمودی مجهز به یک موتور ولتاژ ثابت 12 ولتی استفاده شده است. این مکانیزم به منظور اندازه‌گیری مختصات کارتیزین نهایی پروب مجهز به دو انکودر دورانی³ است همچنین یک انکودر خطی افزایشی⁴ یک ولتاژ خطی متناسبی را برای جابه‌جایی فراهم می‌کند [24,23].



شکل 1 ساختار دستگاه معاینه‌گر بافت سینه

سرطان در کشورهای درحال توسعه نسبت به کشورهای توسعه‌یافته بیشتر است [1] و در رأس آنها کشور ایران بیشترین آمار رشد سرطان در جهان (از هر 100000 نفر 150 نفر مبتلا به سرطان می‌باشند) را دارا است. شایع‌ترین انواع سرطان میان مردان سرطان معده و میان زنان، سرطان سینه است [2]. بطور کلی 10/9% از کل بیماران سرطانی را افراد مبتلا به سرطان سینه شامل می‌شوند و این در حالی است که تنها 1% آن را گروه مذکر تشکیل می‌دهند [3]. طبق آمار رسمی آژانس بین‌المللی تحقیق بر روی سرطان، تعداد 1,677,000 سرطان سینه در سال 2012 در کشورهای توسعه‌یافته و در حال توسعه گزارش شده‌است. درحالی که این نوع سرطان مقام پنجم دلیل مرگ‌ومیر ناشی از سرطان را دارا است (522,000 مرگ در سال)، هنوز مهم‌ترین عامل مرگ سرطانی میان زن‌ها به شمار می‌رود [4].

یکی از روش‌های متداول مطالعه‌ی رفتار این بافت در علم پزشکی، روش ماموگرافی با استفاده از پرتو ایکس است. با توجه به عواقب استفاده از پرتو ایکس بر روی بدن، این روش در گروه روش‌های آسیب‌رسان و مهاجم به بدن محسوب می‌گردد. طی قرن گذشته علوم مهندسی کمک بسیاری در زمینه‌ی تشخیص، پیگیری روند بیماری و درمان بافت‌های سرطانی نرم به علم پزشکی رسانده است [5]. روش‌های مبتنی بر علوم مهندسی ضمن افزایش دقت، از میزان آسیب‌رسانی به بدن به میزان قابل توجهی می‌کاهد.

یکی از مهم‌ترین ویژگی‌های بافت‌های نرم رفتار غیرخطی آن‌ها است. این بافت‌ها تحت تنش‌های فشاری بالا متحمل تغییرات قابل توجهی در هندسه و ساختار مکانیکی می‌شوند، در نتیجه رفتار مکانیکی غیرخطی از خود نشان می‌دهند. برای مدل‌کردن این رفتار غیرخطی، بافت‌های نرم به صورت ماده‌ی هایپراالاستیک در نظر گرفته می‌شوند [6]. در مطالعات پیشین با فرض رفتار خطی، این بافت توسط قانون هوک تحلیل می‌گردید. ولی بررسی‌های تجربی نشان داده است که در تغییر شکل‌های معمول، بافت نرم کرنش‌های بزرگ و غیرخطی از خود نشان می‌دهد؛ لذا فرض خطی بودن، خطای قابل توجهی را در بررسی رفتار بافت تولید می‌کند [7,8]. به علت اهمیت این موضوع، تا به امروز مدل‌سازی‌های گوناگونی روی بافت‌های نرم و مواد مشابه نظیر انواع پلیمرها، مواد عروقی [9]، پلی‌وینیل‌الکل [10] و موادی که از خود رفتار هایپراالاستیک نشان می‌دهند، صورت گرفته است [11,12]. برخی از مطالعات تجربی نیز با استفاده از سنسورهای مکانیکی و لامسه‌ای به اندازه‌گیری خواص مکانیکی بافت نرم اختصاص یافته است که از جمله مهم‌ترین آنها می‌توان به یافتن خواص بافت نرم سینه به منظور تشخیص وجود توده و یا ضایعه غیرنرمال اشاره کرد. سیستم سنسوری مورد استفاده، سنسورهای پیزوالکتریک بوده است که به منظور تعیین مکان و اندازه‌ی توده مورد استفاده قرار گرفته است (اندرس استراند) [13-15].

تعدادی مدل‌سازی هایپراالاستیک بافت نرم با استفاده از یک مدل سه بعدی نئو هوکین در سال 2014 انجام شده‌است (ژانگ و باب ویسوت) [16,17]. در این راه محققان بسیاری از مدل مونی‌ریولین [18,19] به علت نتایج بهتر و تطبیق‌پذیری بیشتر با داده‌های آزمایشگاهی نسبت به سایر مدل‌ها استفاده کرده‌اند [20]. با توجه به کارها و نتایج ارائه‌شده در تحقیقات پیشین، در حال حاضر تمرکز محققان بر روی مدل‌های متداول‌تر در نرم‌افزارهای متکی بر روش المان محدود است. ویژگی اصلی این مدل‌ها قابلیت حصول دقت بالاتر همراه با هزینه‌های محاسباتی کمتر است.

در این مقاله هدف این است که با استفاده از یک دستگاه رباتیک اعمال کرنش مکانیکی که بر مبنای روش غیرتهاجمی حس لامسه‌ی مصنوعی طراحی و ساخته شده است، ساختار مکانیکی بافت نرم سینه را مورد بررسی

1- Minigram Beam LoadCell (MBL), FUTEK, USA
2- SCARA (Selective Compliant Articulated Robot Arm)
3- Autonics E50S8, South Korea
4- HP, USA

2-2- مراحل جمع‌آوری اطلاعات

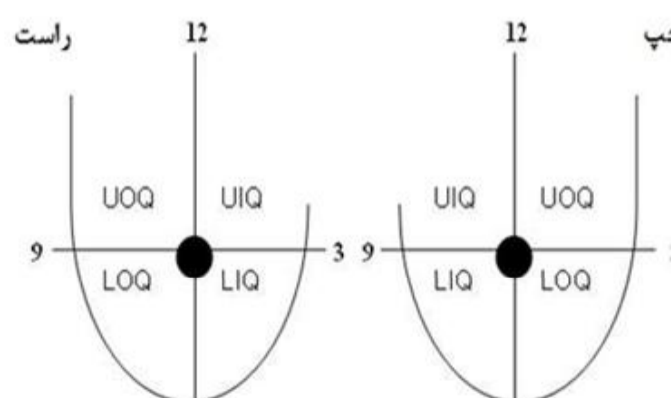
ارزیابی بالینی عملکرد این دستگاه بر روی 8 بیمار خانم بین سنین 20 تا 50 سال مراجعه‌کننده به کلینیک فوق تخصص بیماری‌های سینه زنان جهاددانشگاهی و با رعایت اصول توافق‌نامه هلسینکی¹ انجام شده است. معیار انتخاب بیماران بر اساس سه مورد زیر انجام گرفته است:

- ۱- بیماران مراجعه‌کننده به مرکز با هدف انجام معاینات دوره‌ای
- ۲- بیماران مراجعه‌کننده به مرکز مشکوک به داشتن توده توسط معاینات خود شخص
- ۳- بیماران مراجعه‌کننده به مرکز که توده یا تومور در بافت آنها توسط روش‌های عکس‌برداری و یا معاینه‌ی پزشک تشخیص داده شده است.

بافت سینه از نظر اختلاف در ساختار مکانیکی مطابق شکل 2 به چهار ربع عمده تقسیم‌بندی می‌شود. ربع‌های داخلی بافت که به دلیل نزدیکی به جناغ سینه دارای ساختار مکانیکی سخت‌تری نسبت به دیگر قسمت‌ها هستند (LIQ و UIQ)، ربع‌های خارجی یا دورتر نسبت به جناغ سینه که دارای ساختار نرم‌تری می‌باشند (UOQ و LOQ) و در نهایت قسمت مرکزی² که همواره در تمامی تست‌ها به عنوان نقطه مرجع در ابتدای هر آزمایش مورد بررسی قرار می‌گیرد. به هر نقطه از این بافت مطابق شکل 2، یک ساعت اختصاص داده شده است؛ در نتیجه برای فراخوانی هر یک از این نقاط کافی است که فقط ساعت و شعاع آن نقطه را نسبت به نقطه‌ی مرجع داشته باشیم. هر نقطه به دلیل ناحیه قرارگیری خود در برابر اعمال تنش، رفتار متفاوتی از خود نشان خواهد داد که با استفاده از ضرایب مکانیکی مربوط به هر ربع بافت قابل تعریف خواهد بود. در این مقاله هدف این است که با استفاده از مطالعه‌ی آماری بر روی 8 بیمار آزمایش‌شده توسط دستگاه و به کمک مدل مونی ریولین برای مدل‌سازی رفتار مکانیکی بافت سینه، ضرایب بهینه‌ای برای ربع‌های UOQ و LIQ از سینه‌ی سمت چپ به دست آورده شود تا بتوان یک مدل مکانیکی برای ساختار مکانیکی بافت نرم این نواحی ارائه نمود.

3-2- مدل‌سازی رفتار هایپراالاستیک

برای مدل‌سازی مکانیکی این دسته از مواد غالباً از معادلات پایدار هایپراالاستیک استفاده می‌شود. در این معادلات، تابع چگالی انرژی کرنشی³ به پارامترهای گوناگونی وابسته است که عبارت از گرادینان تغییرشکل (F) یا سه پارامتر متغیر رابطه‌ی کوشی‌گرین I_1, I_2, I_3 ، یا به عبارتی نسبت کشش⁴ $\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3$ می‌باشند. از این روابط برای محاسبه تنش (σ) استفاده می‌شود [25]. استفاده از رابطه‌ی 1 با فرض تراکم ناپذیری بافت است.



شکل 2 تقسیم‌بندی چهار ناحیه‌ی اصلی بافت سینه

$$\sigma = \lambda \frac{\partial W}{\partial \lambda} \quad (1)$$

در رابطه (1)، W بیانگر تابع چگالی انرژی کرنشی است. برای مدل‌سازی رفتار هایپراالاستیک مواد، مهم‌ترین مسئله تولید یک رابطه‌ی مناسب بین تنش اعمال‌شده و کرنش دریافت‌شده است. رفتار هایپراالاستیک این بافت توسط مدل مونی ریولین مدل‌سازی شده است. علت استفاده از این مدل کاهش هزینه‌ی محاسباتی و دقت قابل‌قبول آن در مقایسه با سایر مدل‌های مکانیکی برای بافت نرم سینه است. معادله‌ی (2) نشانگر رابطه‌ی بین تابع چگالی انرژی کرنشی و متغیرهای کوشی‌گرین است. در رابطه‌ی (2)، I_1, I_2 ثوابت کوشی‌گرین هستند که برای رسیدن به یک رابطه‌ی نهایی تنش بر حسب کرنش اعمالی نیاز به تشریح رابطه بین I_1, I_2 و نسبت کشش است. معادلات (3-5) روابط بین I_1, I_2 و نسبت کشش را شرح می‌دهند. در نهایت با استفاده از روابط (2-5)، معادله‌ی 1 به رابطه‌ی 6 تبدیل می‌شود. حال برای بدست آوردن رابطه نهایی میان تنش و کرنش اعمالی برای مدل هایپراالاستیک مونی ریولین از معادلات 2 و 6 استفاده کرده و در نهایت رابطه‌ی نهایی برای محاسبه‌ی تنش کششی تک محوره به صورت معادله (7) بدست می‌آید [26]. این روابط تنها در حالت اعمال تنش تک محوره و با فرض تراکم‌ناپذیر بودن بافت معتبر می‌باشند.

$$W = C_1(I_1 - 3) + C_2(I_2 - 3) \quad (2)$$

$$I_1 = \lambda_1^2 + \lambda_2^2 + \lambda_3^2 \quad (3)$$

$$I_2 = \lambda_1^2 \lambda_2^2 + \lambda_1^2 \lambda_3^2 + \lambda_2^2 \lambda_3^2 \quad (4)$$

$$\lambda_1 = \lambda \ \& \ \lambda_2 = \lambda_3 = \frac{1}{\sqrt{\lambda}} \quad (5)$$

$$\sigma = 2 \left(\lambda^2 - \frac{1}{\lambda} \right) \left(\frac{\partial W}{\partial I_1} + \frac{1}{\lambda} \frac{\partial W}{\partial I_2} \right) \quad (6)$$

$$\sigma = \left(2C_1 + \frac{2C_2}{\lambda} \right) \left(\lambda^2 + \frac{1}{\lambda} \right) \quad (7)$$

در این روابط $\lambda = \frac{\epsilon}{L}$ و C_1 و C_2 ثوابت مدل مونی ریولین هستند.

4-2- بهینه‌سازی ضرایب با کمک الگوریتم ژنتیک

به منظور دستیابی به یک مدل ریاضی دقیق و قابل اطمینان با کمترین خطا، ضرایب مدل مونی ریولین با استفاده از الگوریتم ژنتیک بهینه‌سازی شده و مورد استفاده قرار می‌گیرند. ساختار کلی این روش در شکل 3 نمایش داده شده است. در این الگوریتم نتایج تنش و کرنش حاصل از معاینه دستگاه بر روی 8 بیمار و 40 ناحیه مختلف از بافت سینه آنها توسط الگوریتم ژنتیک که شامل یک نمونه جمعیت به تعداد 200 نفر به همراه اصلاح ضرایب در 300 مرحله است، مورد بهینه‌سازی قرار می‌گیرند. رابطه‌ی (8) بیانگر تابع هزینه‌ی در این روش است شامل مجموع مربعات انحراف میان تنش‌های تجربی (σ_{exp}) و تنش‌های بدست آمده توسط الگوریتم ژنتیک (σ_m) تقسیم بر تعداد نقاط مورد تحلیل است. در اینجا هدف از استفاده از این روش، کمینه کردن این مقدار و بدست آوردن دقیق‌ترین مقدار برای این ضرایب است.

$$\text{تابع هزینه}^5 = \frac{(\sigma_{exp} - \sigma_m)^2}{n} \quad (8)$$

3- نتایج و بحث

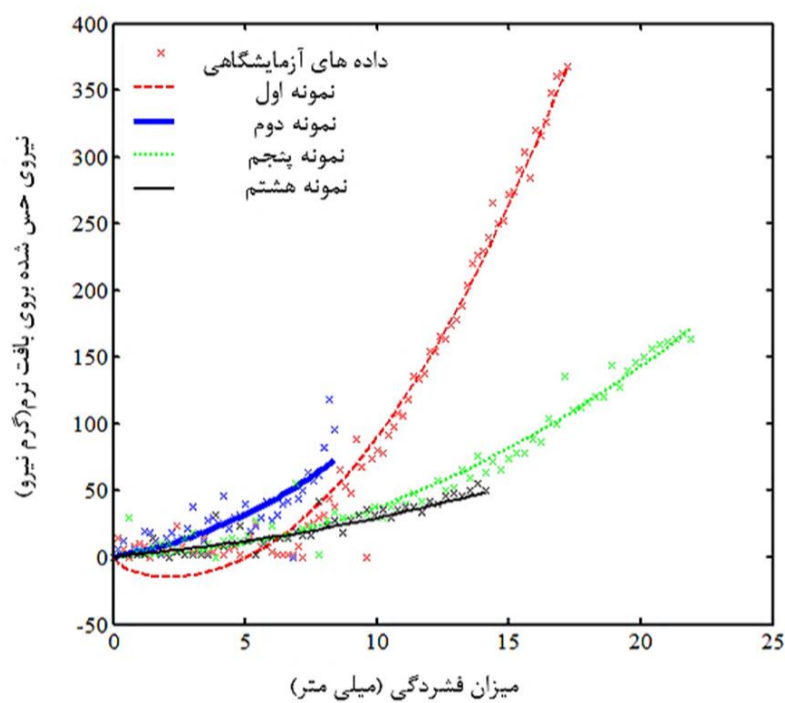
نتایج مربوط به معاینه 8 بیمار و 40 ناحیه مورد معاینه توسط دستگاه در

1- Helsinki agreement
2- Nipple
3- Strain energy density function
4- Stretch ratio

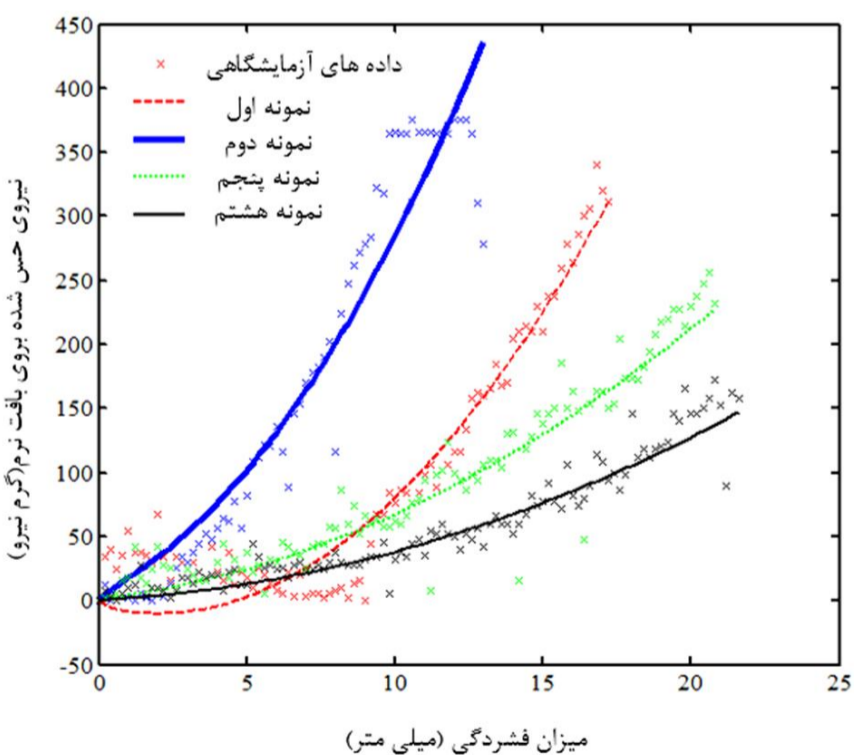
5- Cost Function

تمامی نمونه‌ها رفتار کاملاً مشابهی از خود نشان داده‌اند؛ ولی نمونه‌ی 2 به علت داشتن توده، با افزایش اعمال کرنش رفتار متفاوتی از خود به نمایش گذاشته است. از مقایسه‌ی شکل‌های 4 و 5 ملاحظه می‌شود که در اثر اعمال کرنش میان نمونه‌های مختلف سالم و بدون وجود توده، فاصله‌ی بین نقاط مورد بررسی قرارگرفته شده‌ی نمونه‌ها در ساعت 12 کمتر از ساعت 3 است. علت این امر استخوانی بودن و تراکم کمتر بافت نرم در ناحیه‌ی ساعت 12 نسبت به ساعت 3 است. در نتیجه تأثیر رفتار بافت نرم در ساعت 12 کمتر خواهد بود.

دسته‌ی آخر مربوط به نقطه‌ی مرکزی بافت بوده که در شکل 6 به تحلیل آن پرداخته‌ایم. همانطور که به وضوح دیده می‌شود، به جز نمونه‌ی شماره 2 بقیه‌ی نمونه‌ها رفتار مشابهی را از خود نشان می‌دهند که دلیل آن مشابه بودن جنس و ساختار بافت در آن‌ها و تفاوت سن نمونه‌ی شماره‌ی 2 با دیگر نمونه‌ها است. از نظر ساختاری با افزایش سن از مقاومت مکانیکی و میزان تنش ایجادشده در بافت کاسته می‌شود. لذا، با اعمال کرنش‌های یکسان در بافت‌های مربوط به سنین بالاتر تنش کمتری تولید خواهد شد.



شکل 4 بررسی نقطه‌ی متناظر ساعت 3 بین چهار نمونه از افراد معاینه شده توسط دستگاه



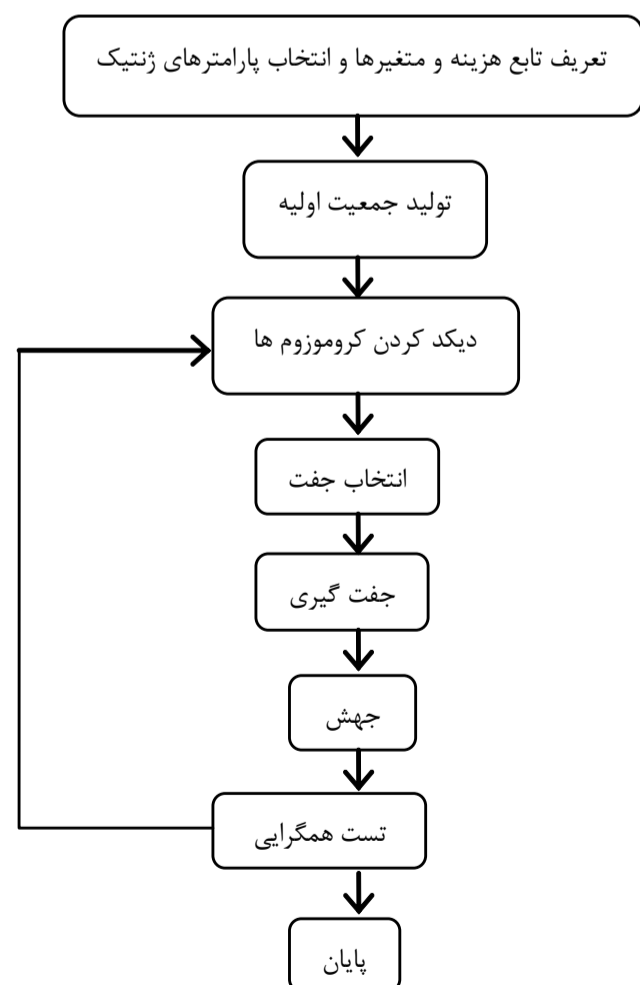
شکل 5 بررسی نقطه‌ی متناظر ساعت 12 بین چهار نمونه از افراد معاینه شده توسط دستگاه

ربع‌های UOQ و LIQ مورد بررسی قرار گرفته است. جدول 1 مقادیر ضرایب مدل هایپرالاستیک را برای تمام نقاط معاینه شده با استفاده از الگوریتم ژنتیک و تابع هزینه‌ی معادل با آن نقاط و همچنین مشخصات افراد معاینه شده را ارائه می‌دهد. در جدول 1، ثوابت مدل مونی‌ریولین به تفکیک نقاط مختلف برحسب ساعت، سن و میزان فشردگی اعمال شده به هر ناحیه توسط دستگاه، نمایش داده شده است. بهترین مقدار تابع هزینه برای هر یک از نقاط نیز در جدول 1 آورده شده است. ابتدا به تحلیل ربع UOQ و سپس به تحلیل ربع LIQ می‌پردازیم.

3-1- تحلیل ساختار مکانیکی ربع UOQ

با توجه به پراکندگی نقاط مورد معاینه، داده‌ها را در قالب سه دسته‌ی مکانی عمده (ساعت 12، ساعت 3 و نقطه‌ی مرکزی بافت) طبقه‌بندی می‌کنیم. در شکل 4 مقادیر نیرو برحسب میزان فشردگی برای 4 بیمار مختلف (نمونه‌های شماره 1، 2، 5 و 8) و در موقعیت مکانی ساعت 3 اندازه‌گیری شده است. در این شکل مقادیر مربوط به آزمایش تجربی توسط دستگاه، به صورت گسسته و با علامت ضربدر نمایش داده شده است. نتایج تجربی نشان می‌دهند که بافت نرم یک رفتار کاملاً غیرخطی از خود نشان داده است و به ازای کرنش‌های بالاتر، تنش مکانیکی بالاتری در بافت تولید می‌شود. منحنی برازش شده به این نقاط بر اساس مدل مونی‌ریولین ترسیم شده است. با استفاده از شکل 4 مشاهده می‌شود که همه‌ی نمونه‌ها در تنش و کرنش‌های پایین رفتار تقریباً مشابهی از خود نشان می‌دهند. ولی با افزایش میزان کرنش، نمودار نمونه‌ی شماره 1 از دیگر نمونه‌ها فاصله پیدا می‌کند. دلیل این امر را می‌توان در تفاوت سن افراد مورد مطالعه و تغییرات قابل‌ملاحظه‌ی ساختار مکانیکی بافت و همچنین خطای اندازه‌گیری و کالیبره کردن داده‌ها جستجو کرد.

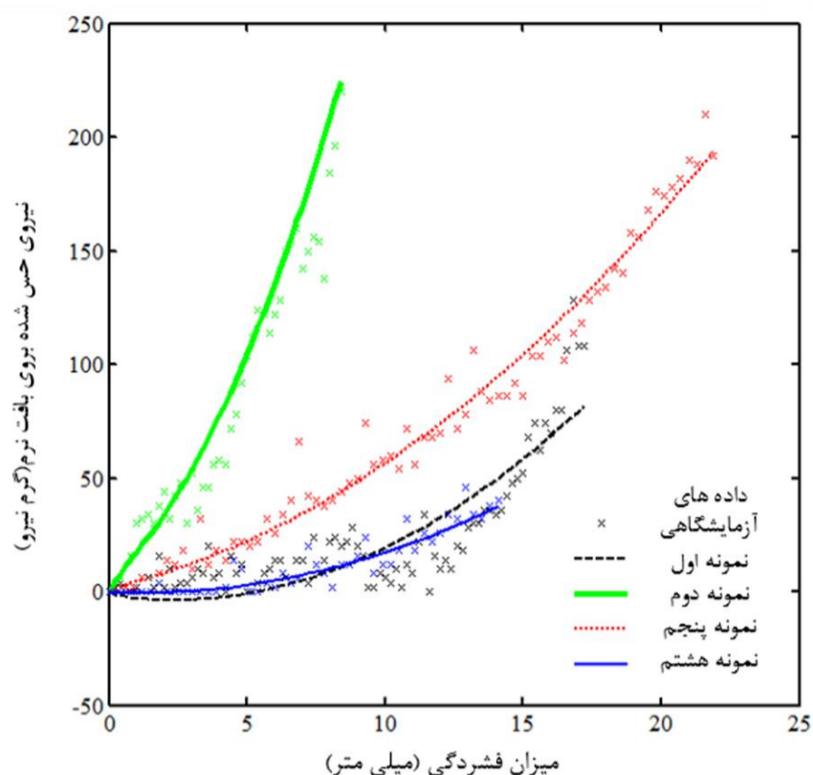
دسته دوم داده‌ها مربوط به نمونه‌های شماره 1، 2، 5 و 8 در ساعت 12 است (شکل 5). با استفاده از شکل می‌توان گفت که در کرنش‌های پایین



شکل 3 شماتیک مراحل الگوریتم ژنتیک

جدول 1 ضرایب مونی ریولین نمونه افراد معاینه شده توسط دستگاه به تفکیک نقاط مختلف

| شماره نمونه | نقطه مورد آزمایش | میزان فشردگی (mm) | ضرایب مونی ریولین | | ساعت | وجود توده |
|-------------|------------------|-------------------|-------------------|---------|------|-----------|
| | | | C_1 | C_2 | | |
| 1 | 5 | 17/2 | 0/2205 | 5/0525 | N | - |
| | | | 0/5726 | -4/3870 | 1 | - |
| | | | 0/2853 | -1/0205 | 3 | + |
| | | | 0/2241 | 0/1240 | 7 | - |
| | | | 0/4274 | -2/7392 | 9 | - |
| 2 | 2 | 8/4 | 0/1905 | -1/2159 | N | - |
| | | | 0/8306 | -5/0174 | 3 | - |
| | | | 0/4559 | 5/4469 | 7-8 | + |
| | | | 0/4327 | -1/2322 | 10 | - |
| | | | 0/6822 | -3/8266 | 12 | + |
| 3 | 4 | 14/1 | 0/9522 | 3/0441 | N | - |
| | | | 0/3591 | 0/5864 | 3 | + |
| | | | 0/1033 | 5/0216 | 7 | - |
| | | | 0/7206 | 1/5158 | 9 | - |
| | | | 0/8889 | 3/2750 | 12 | - |
| 4 | 3 | 14/1 | 0/0648 | 0/4088 | N | - |
| | | | 0/1940 | 0/9802 | 2 | - |
| | | | 0/2455 | -0/7367 | 6 | - |
| | | | 0/0477 | 0/3870 | 8 | - |
| | | | 0/2114 | 0/8712 | 12 | - |
| 5 | 4 | 21/9 | 0/1225 | 0/1322 | N | - |
| | | | 0/1031 | -0/3603 | 2 | - |
| | | | 0/1466 | 0/8732 | 6 | - |
| | | | 0/1017 | 0/6018 | 8 | - |
| | | | 0/1381 | 0/3129 | 12 | - |
| 6 | 3 | 11/4 | 0/1479 | 9/9790 | N | - |
| | | | 0/3260 | -0/0884 | 2 | - |
| | | | 0/5121 | -2/6955 | 6 | - |
| | | | 0/2141 | 9/9945 | 8 | - |
| | | | 0/5055 | 3/0326 | 12 | - |
| 7 | 2 | 9/2 | 0/2089 | 0/1423 | N | - |
| | | | 0/7567 | 4/4530 | 3 | - |
| | | | - | 8/7388 | 7 | - |
| | | | 0/8544 | -1/1801 | 9 | - |
| | | | 0/5957 | 2/2190 | 12 | - |
| 8 | 4 | 14/1 | 0/2248 | 0/2050 | N | - |
| | | | 1/0541 | -3/2622 | 3 | + |
| | | | 1/1576 | -0/6424 | 7 | - |
| | | | 1/7756 | 1/8861 | 9 | - |
| | | | - | 4/2609 | 12 | - |



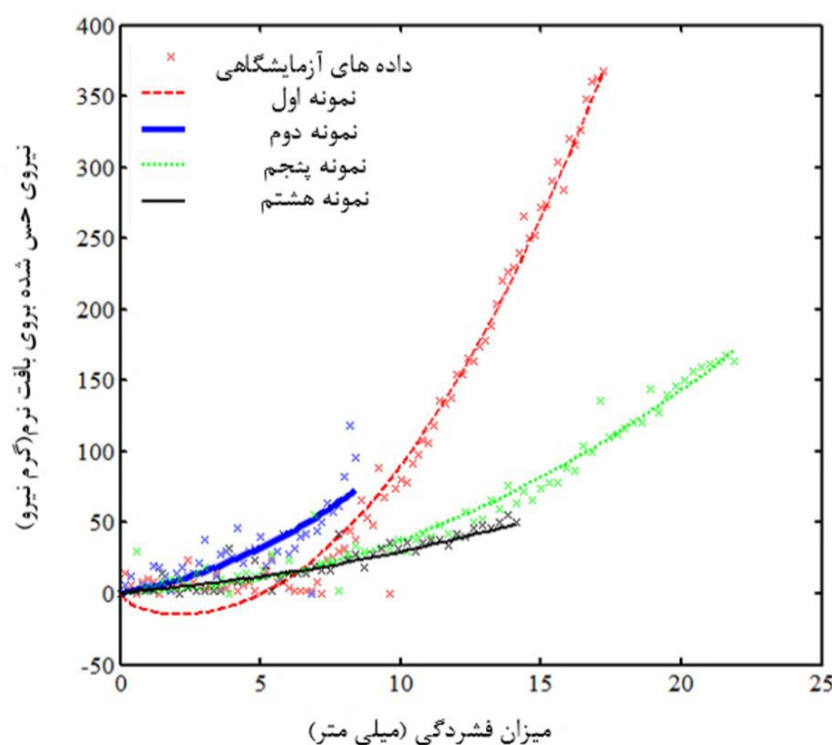
شکل 6 بررسی نقطه‌ی مرکزی بین چهار نمونه از افراد معاینه شده توسط دستگاه

2-3- تحلیل ساختار مکانیکی ربع LIQ

با توجه به نقاط مورد آزمایش قرار گرفته شده، این ربع به سه بخش عمده تقسیم شده است. بخش اول مورد بررسی از نظر موقعیت مکانی مربوط به ساعت 7 است که در این بخش نمونه‌های شماره‌ی 2، 3، 7، 8 مورد آزمایش قرار گرفته‌اند. شکل 7 بیانگر رفتار هایپرالاستیک این نمونه‌ها است.

با توجه به شکل همانطور که انتظار می‌رفت بافت یک رفتار غیرخطی هایپرالاستیک از خود نشان داده‌است. تمامی نمونه‌ها در اثر کرنش اعمالی پایین، رفتار کاملاً مشابهی را از خود نشان می‌دهند ولی نمونه‌ی دوم به علت وجود توده، با افزایش میزان کرنش مسیر دیگری را در پیش می‌گیرد.

دسته‌ی دوم مربوط به نقاط متناظر ساعت 8 مورد آزمایش قرار گرفته روی نمونه‌های 2، 4، 5 و 6 است. همانطور که از شکل 8 مشاهده می‌شود، در این نقطه‌ی مکانی با توجه به نزدیکی آن به جناغ سینه انتظار داریم که با اعمال کرنش یکسان نسبت به دیگر نقاط مکانی این ربع، تنش بالاتری در بافت ایجاد شود که نمونه‌های 2 و 6 این رفتار را برآورده می‌کنند. ولی در



شکل 7 بررسی نقطه‌ی متناظر ساعت 7 بین چهار نمونه از افراد معاینه شده توسط دستگاه

حاصل از الگوریتم ژنتیک و بهترین هزینه‌ی محاسبه‌شده (کمترین مجموع مربعات انحرافات میان مقدار نظری و تجربی هر داده)، میانگین‌گیری آماری بر روی کل داده‌ها انجام‌شده و ضرایب نهایی مدل هایپیرالاستیک به همراه بهترین هزینه‌ی محاسبه‌شده در جدول 2 قابل مشاهده است. اکنون با استفاده از این ضرایب میانگین می‌توان رفتار مکانیکی تمامی نقاط این دو ربع از بافت را با دقت خوبی برای افراد مختلف پیش‌بینی نمود همچنین شکل 10 بیانگر میانگین ضرایب مونی‌ریولین بین 8 بیمار مختلف و برای نقاط مکانی متناظر با ساعت‌های 3، 7، 8، 9، 12 و نقطه‌ی مرکزی است.

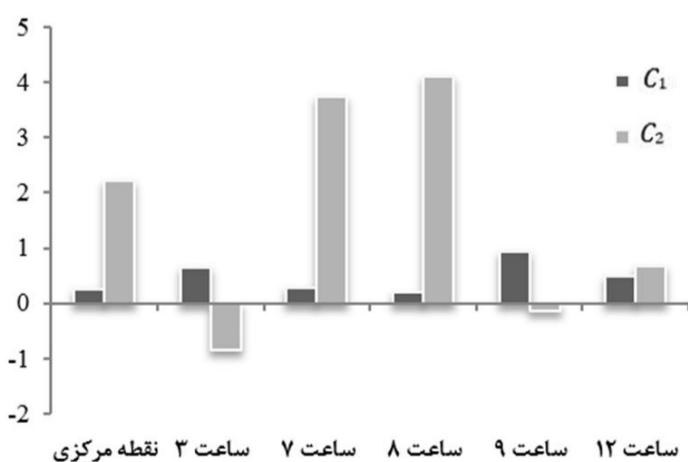
نمودارهای جعبه‌ای ترسیم‌شده در شکل 11 و 12 نشان‌دهنده مقادیر مینیمم، ماکزیمم و میانه‌ی ضرایب مدل مونی‌ریولین به ازای ساعت‌های مختلف بر روی همه‌ی بیماران معاینه شده توسط دستگاه است. هر جعبه نمایانگر توزیع داده‌ها در هر ساعت و برای کل نقاط مورد معاینه می‌شد که ضلع بالا و پایین نمایانگر محل وقوع 25% و 75% مقادیر هر ضریب در توزیع کل داده‌ها است. خطوط بیرون جعبه مقادیر خارج از صدک 25 و 75 را نشان می‌دهند. با توجه به جداول مقدار ضریب C_1 در ساعت 8 و نقطه مرکزی دارای فشرده‌ترین توزیع و در ساعات 7 و 9 دارای گسترده‌ترین توزیع است. همچنین داده‌ها در ساعت 7 دارای توزیع نرمال‌تری نسبت به سایر ساعات است. هر چقدر میزان توزیع گسترده‌تر و نرمال‌تر باشد، داده‌ها از ارزش بالاتری برای تولید یک مدل قابل اطمینان توسط الگوریتم ژنتیک برخوردار هستند. در مورد ضریب C_2 داده‌ها در ساعت 9 دارای بیشترین فشرده‌گی توزیع و در ساعات 7 و 8 دارای گسترده‌ترین توزیع می‌باشند. همچنین داده‌ها در ساعت 3 دارای بالاترین توزیع نرمال و در ساعت 7 و نقطه مرکزی دارای کمترین توزیع نرمال می‌باشند.

4- نتیجه‌گیری

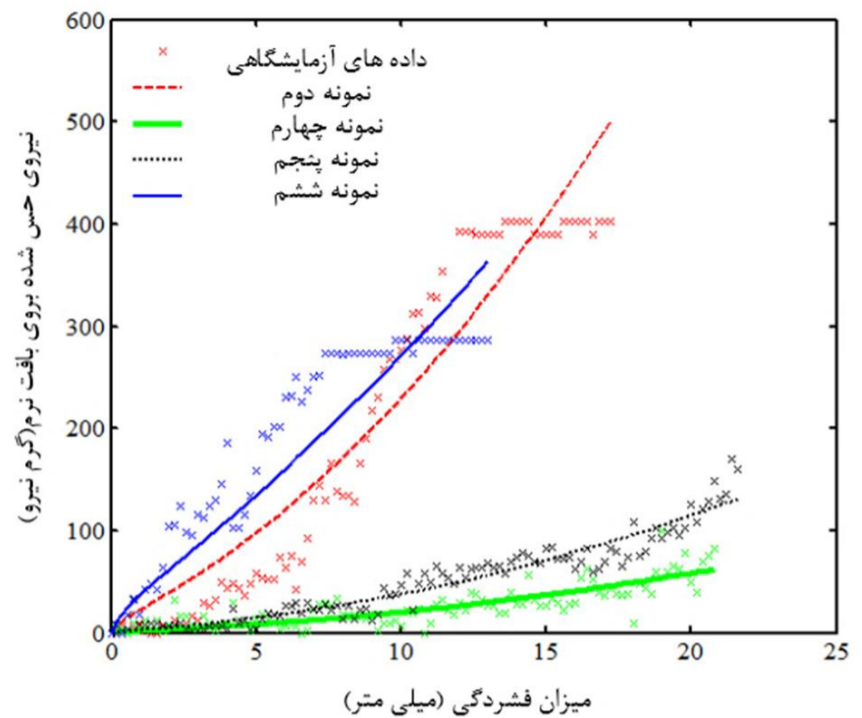
در این مطالعه هدف ارائه‌ی یک مدل هایپیرالاستیک برای بررسی و پیش‌بینی

جدول 2 ضرایب مونی ریولین بدست آمده برای ربع UOQ و LIQ از سینه چپ میان نمونه‌های مورد آزمایش قرارگرفته توسط دستگاه

| بهترین هزینه (کمترین مجموع مربعات انحرافات) | C_1 | C_2 | ربع |
|---|--------|---------|------------|
| 280/31 | 0/4893 | -0/2153 | UOQ |
| 158/2 | 0/4628 | 2/6616 | LIQ |
| 92/63 | 0/2665 | 2/2785 | نقطه مرکزی |



شکل 10 میانگین ثوابت مونی ریولین برای ساعات متناظر با نقاط مکانی مختلف برای 8 بیمار معاینه شده توسط دستگاه

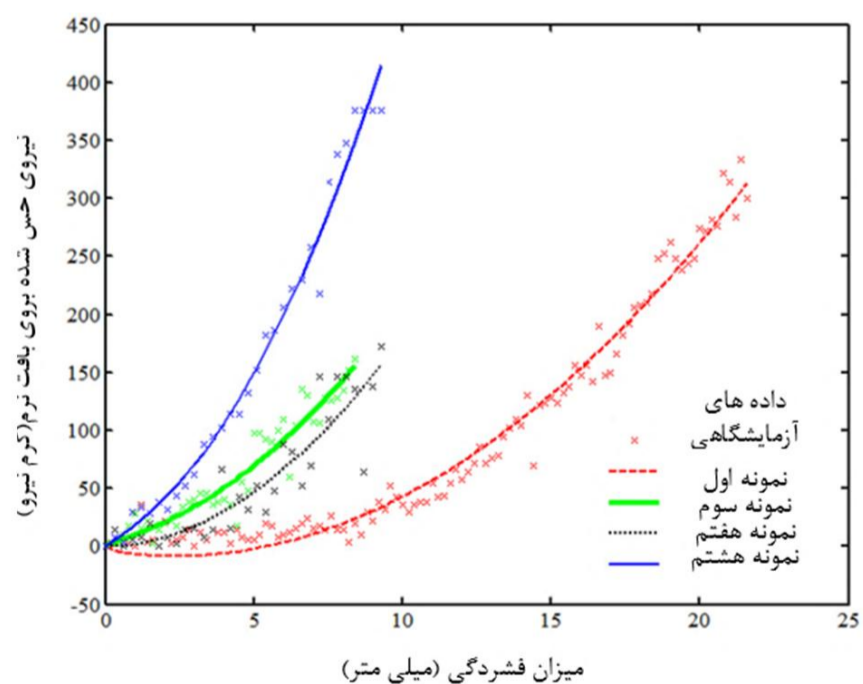


شکل 8 بررسی نقطه‌ی متناظر ساعت 8 بین چهار نمونه از افراد معاینه شده توسط دستگاه

رابطه با دو نمونه‌ی دیگر خطای آزمایش باعث تفاوت آنها از حالت ایده آل گشته است.

دسته‌ی آخر مربوط به نقطه‌ی مکانی متناظر با ساعت 9 برای ربع LIQ سینه‌ی چپ است که به تحلیل و بررسی آن می‌پردازیم. این قسمت از آزمایش بر روی نمونه‌های 1، 3، 7 و 8 صورت گرفته است. با توجه به شکل 9 می‌توان دریافت که در کرنش‌های محوری پایین هر چهار نمونه رفتار غیرخطی تقریباً یکسانی از خود نشان می‌دهند. ولی با اعمال کرنش بیشتر، تنش مکانیکی کمتری نسبت به سایر نمونه‌ها در نمونه شماره 1 ایجاد می‌شود که علت این امر سن بالاتر این نمونه نسبت به سایرین (50 سال) است. با افزایش سن بافت مقاومت مکانیکی خود را در برابر اعمال کرنش به تدریج از دست می‌دهد.

به منظور بدست آوردن یک رفتار کلی برای دو ربع UOQ و LIQ که بیان‌کننده‌ی رفتار مکانیکی بافت نرم در پاسخ به تنش و یا کرنش اعمال‌شده به بافت باشد، یک برآیندگیری آماری بر روی کل داده‌های تجربی و ضرایب مونی ریولین به دست آمده برای هر قسمت انجام می‌دهیم. با توجه به ضرایب



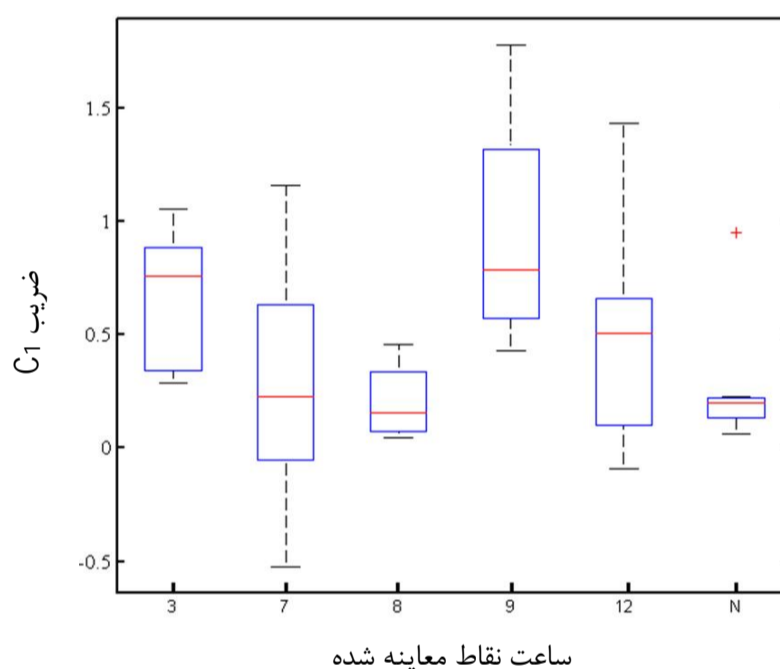
شکل 9 بررسی نقطه‌ی متناظر ساعت 9 بین چهار نمونه از افراد معاینه شده توسط دستگاه

مناسب برای پزشکان کاربرد خواهد داشت.

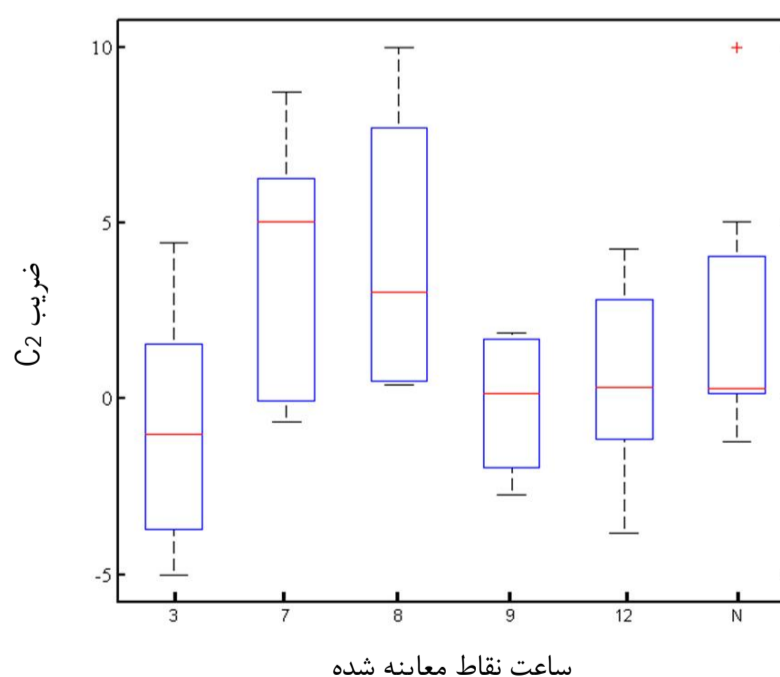
5- مراجع

- [1] A. Jemal, F. Bray, M. M. Center, J. Ferlay, E. Ward, Forman. Global cancer statistics. *CA: a cancer journal for clinicians*, 61(2), pp. 69-90. 2011
- [2] M. E. Akbari, Head of Cancer Research Center of Iran. Interview with IRNA (Islamic Republic News Agency). Accessed 8 July 2014; <http://www.irna.ir/fa/News/81230172/>
- [3] P. Boyle, B. Levin. World cancer report 2008. <http://www.cabdirect.org/abstracts/20103010665.html>. Accessed 2008
- [4] International Agency for Research on Cancer, 2013
- [5] World Cancer Report 2014. World Health Organization. pp. *Chapter 1.1*. ISBN 9283204298. 2014
- [6] H. Mehrabian, A. Samani. An Iterative Hyperelastic Parameters Reconstruction for Breast Cancer Assessment. *Medical Imaging*, 2008
- [7] F. A. Duck. Physical Properties of Tissues: A Comprehensive Reference Book. London: Academic Press. 1990
- [8] T. A. Krouskop, T. M. Wheeler, F. Kallel, B. S. Garra and T. Hall. Elastic moduli of breast and prostate tissues under compression, *Ultrasonic Imaging*, vol. 20, pp. 260-274, 1998.
- [9] A. S. Khalil, B. E. Bouma and M. R. K. Mofrad. A combined FEM/genetic algorithm for vascular soft tissue elasticity estimation. *Cardiovascular Engineering*, 6(3), pp. 93-102. 2006
- [10] A. R. Karimi, M. Navidbakhsh, B. Beigzadeh. A visco-hyperelastic constitutive approach for modeling polyvinylalcohol sponge, *Tissue and cell*, 2013
- [11] H. Khajehsaeid, J. Arghavani, R. Naghdabadi. A hyperelastic constitutive model for rubber-like materials. 2012
- [12] M. Sasso, G. Palmieri, G. Chiappini, D. Amodio. Characterization of hyperelastic rubber-like materials by biaxial and uniaxial stretching tests based on optical methods, *Polymer testing*, 2008
- [13] A.P. Åstrand, V. Jalkanen, B.M. Andersson and O.A. Lindahl. Contact Angle and Indentation Velocity Dependency for a Resonance Sensor—Evaluation on Soft Tissue Silicone Models. *Journal of Medical Engineering & Technology*, pp. 185-196.
- [14] A.P. Åstrand. *A Flexible Resonance Sensor System for Detection of Cancer Tissue—Evaluation on Silicone*. Lic. Thesis, Chapter 4, pp. 5-8. Umeå University, Umeå, 2012
- [15] A.P. Åstrand, V. Jalkanen, B.M. Andersson and O.A. Lindahl. Detection of Stiff Nodules Embedded in Soft Tissue Phantoms, Mimicking Cancer Tumours, Using a Tactile Resonance Sensor, *Biomedical Science and Engineering*, pp. 181-193, 2014
- [16] G. Y. Zhang, A. Wittek, G. R. Joldes, X. Jin & K. Miller "A three-dimensional nonlinear meshfree algorithm for simulating mechanical responses of soft tissue". *Engineering Analysis with Boundary Elements*, pp. 42, 60-66. 2014
- [17] P. Boonvisut, M. C. Cavusoglu. Estimation of soft tissue mechanical parameters from robotic manipulation data., *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, Vol. 18, No. 5, pp. 1602-1611, 2013
- [18] M. Mooney. A theory of large elastic deformation, *Journal of Applied Physics*, 11(9), pp. 582-592. 1940
- [19] R. S. Rivlin. Large elastic deformations of isotropic materials. IV. Further developments of the general theory, *Philosophical Transactions of the Royal Society of London. Series A, Mathematical and Physical Sciences*, 241(835), pp. 379-397. 1948
- [20] M. Pawlikowski, Non-linear approach in visco-hyperelastic constitutive modelling of polyurethane nanocomposite. *Mechanics of time-dependant materials*, Vol. 18, Issue. 1, pp. 1-20, 2014
- [21] A. Mojra, S. Najarian, SM TowliatKashani, F. Panahi, M Yaghmaei. A novel haptic robotic viscogram for characterizing viscoelastic behavior of breast tissue in clinical examinations. *International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery*. 2011
- [22] A. Mojra, S. Najarian, SM TowliatKashani, F. Panahi, M. A. Tehrani. A novel robotic tactile mass detector with application in clinical breast examination. *International Journal of Minimally Invasive Therapy and Allied Technologies*, printed online on September 16, 2011. (doi:10.3109/13645706.2011.602087). 2011
- [23] A. Mojra, S. Najarian, SM TowliatKashani, F. Panahi. A novel tactile-guided detection and three-dimensional localization of clinically significant breast masses, *International Journal of Medical Engineering & Technology*, printed online, 2011.
- [24] S. M. Hosseini, S. M. TowliatKashani, S. Najarian, F. Panahi, A. Mojra. A Medical Tactile Sensing Instrument for Detecting Embedded Objects with Specific Application for Breast Examination, *International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery*. 2010 Mar; 6(1):73-8. 2010
- [25] M. M. Attard, G. W. Hunt. "Hyperelastic constitutive modeling under finite strain". *International Journal of Solids and Structures*, 41(18), pp. 5327-5350. 2004
- [26] D. R. Veronda, R. A. Westmann. "Mechanical characterization of skin—finite deformations". *Journal of biomechanics*, 3(1), pp. 111-124. 1970

رفتار مکانیکی بافت نرم سینه است. به این منظور از یک دستگاه اعمال کرنش مکانیکی بر مبنای روش نوین و غیرتهاجمی حس لامسه‌ی مصنوعی استفاده شده است. این دستگاه بر روی 8 بیمار در کلینیک فوق تخصص بیماری‌های سینه زنان جهاددانشگاهی و با در نظر گرفتن پروتکل‌های بالینی، مورد تست و ارزیابی بالینی قرار گرفته است. نتایج شامل مقادیر تنش بر حسب کرنش برای 40 ناحیه‌ی معاینه شده در این افراد است. مدل‌سازی رفتار مکانیکی بافت بر اساس مدل مونی‌ریولین انجام شده است. در این راه برای رسیدن به جوابی بهینه از الگوریتم ژنتیک که اساس آن بر پایه‌ی کمینه کردن مجموع مربعات خطا به عنوان تابع هزینه است، بهره برده ایم. ضرایب مدل هایپرالاستیک مونی‌ریولین به ازای کلیه‌ی 40 داده‌ی تجربی برای ربع UOQ و LIQ سینه‌ی چپ بیماران، محاسبه گردیده است. در نهایت با استفاده از میانگین‌گیری آماری به دو ضریب مناسب با خطای کمینه برای هر ربع دست پیدا کرده ایم. با استفاده از این ضرایب می‌توان رفتار مکانیکی نقاط مختلف بافت نرم سینه را با دقت بالا مورد بررسی قرار داد. همچنین مدل به دست آمده در تشخیص وجود بیماری و پیگیری روند تغییرات آن در طول زمان بسیار موثر است و به عنوان ابزار مفیدی با هزینه استفاده اندک و دقت



شکل 11 نمودار جعبه‌ای ثابت C_1 مونی ریولین برای ساعات متناظر با نقاط مکانی مختلف برای 8 بیمار معاینه شده توسط دستگاه



شکل 12 نمودار جعبه‌ای ثابت C_2 مونی ریولین برای ساعات متناظر با نقاط مکانی مختلف برای 8 بیمار معاینه شده توسط دستگاه