

# آنالیز تأثیرات وجود غده در داخل بافت بیولوژیکی با استفاده از مدل سازی حس لامسه مصنوعی

سید محسن حسینی<sup>i</sup>؛ سیامک نجاریان<sup>ii</sup>؛ سمیرا متقی نسب<sup>iii</sup>

## چکیده

در این مقاله با توجه به حس لامسه و الگو برداری از معاینات دستی پزشک برای تشخیص وجود غدد سرطانی در بدن، به مدل سازی بافت دربرگیرنده غده پرداخته می‌شود. تأثیرات وجود غده در داخل بافت نیز، که در سطح بافت به دلیل اعمال بارگذاری مکانیکی به وجود می‌آید، مشخص می‌شود. با استفاده از روش المان محدود، نشان داده می‌شود که طرح های تنش به وجود آمده روی سطح بافت علاوه بر اینکه نشان دهنده وجود غده در داخل بافت هستند، می‌توانند بعضی از خصوصیات غده شامل شکل، اندازه، عمق و محل غده را نیز پیش بینی کنند. همچنین تغییرات بیشترین مقدار تنش در نمودارهای تنش، با تغییرات مشخصات بافت و غده متغیرهای ورودی بررسی شده و در نهایت با تعریف مفهوم 'دامنه نسبی تنش'، نتایج به دست آمده مقایسه و ارزیابی می‌شوند.

## کلمات کلیدی

حس لامسه مصنوعی، تصویر لامسه‌ای، نگاشت لامسه‌ای، بافت بیولوژیکی، غده

## *Analysis of the Effects of a Tumor in the Biological Tissue Using Artificial Tactile Sensing Modeling*

S.M. Hosseini; S. Najarian; S. Motaghinasab

### ABSTRACT

Having considered tactile sensing and palpation of a physician in order to detect cancerous tumors, we modeled the tissue containing a tumor. Effects of the tumor existence, which are appeared on the surface of the tissue (because of exerting mechanical load), are determined. Finite element method indicates that stress contours on the surface of the tissue can demonstrate the existence of the tumor and provide us with its properties such as shape, size, depth, and location. Also, variations of maximum stress in the stress graphs versus variations of the tumor and tissue characteristics (Input Parameters) are investigated. Having defined the concept of "Relative Amplitude", we compared and validated the simulation results.

### KEYWORDS

Artificial Tactile Sensing, Tactile Image, Tactile Map, Biological Tissue, Tumor

<sup>i</sup> دانشجوی کارشناسی ارشد مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی امیرکبیر (پلی تکنیک تهران): mhosseini@bme.aut.ac.ir  
<sup>ii</sup> استاد تمام دانشکده مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی امیرکبیر (پلی تکنیک تهران): najarian@aut.ac.ir  
<sup>iii</sup> دانشجوی کارشناسی مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی امیرکبیر (پلی تکنیک تهران): ws\_motaghinasab@yahoo.com



سیستم های هزینه بر، به افراد ماهر نیاز دارند [۱۰].

در مطالعه تحقیقاتی دیگری مدل‌هایی پیشنهاد شد که از هندسه و خصوصیات مواد، توزیع فشار پیش بینی گردیده و سپس با الگوریتم معکوس پیشرفته، شکل و اندازه توده سختی غده را با نیروی تماسی بین بافت و یک نوع حسگر مشخص می‌کرد [۱۲].

در این مقاله، با جایگزینی یک مدل سه بعدی به جای نمونه دو بعدی، که در غالب تحقیقات گذشته استفاده شده است تا با بررسی جامع تمامی متغیرهای مؤثر، صحت و دقت تشخیص وجود غده و همچنین تعیین خصوصیات آن برای استفاده در روش حس لامسه مصنوعی (Artificial Tactile Sensing) بهبود یابد.

## ۲- روش ها

در هر کاربردی از روش حس لامسه (Tactile Sensing)، تماس فیزیکی بین حسگر لامسه‌ای (Tactile Sensor) و شیء از اهمیت ویژه‌ای برخوردار است [۱۳]. در این تماس فیزیکی، با توجه به نوع طراحی حسگر، پارامتری از تماس به عنوان معیاری برای اندازه گیری و یا عاملی برای تحریک حسگر به کار می‌رود. این معیار می‌تواند نیرو، فشار، دما، رطوبت، زبری، سختی و نرمی باشد؛ اما این پارامترها هرچه باشد باید بر روی سطح جسم؛ که تماس بین حسگر و شیء در آنجا صورت می‌گیرد، ظاهر شود در غیر این صورت نمی‌تواند معیار مناسبی در روش حس لامسه‌ای باشد.

### ۲-۱- تعریف مسأله

در بسیاری از آزمون‌های تشخیصی، پزشک به کمک کف دست و نوک انگشتان به معاینه بدن بیمار می‌پردازد و با حس لامسه خود می‌تواند تا حدودی نسبت به شرایط داخل بدن بیمار آگاهی پیدا کند. از جمله این موارد می‌توان به تشخیص غدد سرطانی سینه اشاره کرد.

مسأله مورد مطالعه در این مقاله، بررسی اثرات وجود یک جسم خارجی به عنوان غده در داخل بافت بیولوژیکی است. با الگو برداری از معاینه دستی پزشک (Palpation) و مدل سازی آن به کمک رایانه، تغییرات ظاهر شده در سطح بافت، به خاطر وجود جسم خارجی در داخل آن، مطالعه شده است.

### ۲-۲- مدل سازی، ساده سازی و فرضیات

با توجه به استانداردهای فیزیکی برای مدل سازی بافت های نرم [۱۴]، یک مکعب به همراه جسمی سخت تر در

سختی ماهیچه سینه یکی از علائم نشان دهنده سلامتی آن است [۱] و بعضی تغییرات مانند سخت تر شدن بافت و یا وجود توده‌های سفت در آن، احتمال ابتلا فرد به سرطان سینه را بیان می‌دارد. در معاینات، میزان سختی توده و بافت و همچنین متحرک بودن توده ها اهمیت دارند.

در اکثر موارد، پزشکان برای معاینه از لمس کردن بدن بیمار به وسیله کف دست و انگشتان استفاده می‌کنند، خصوصاً در بیماری‌هایی که مهم ترین علائمشان وجود و رشد توده یا غده در داخل بافتی از بدن است. حتی زمانی که از این طریق وجود توده تأیید شود، به دلیل عدم وجود ابزار دقیق، تمام اطلاعات به دست آمده تنها به موقعیت تقریبی توده در بافت و تخمین اندازه آن به صورت غیر دقیق منتهی می‌شود و تعیین دقیق اندازه، شکل، عمق و موقعیت آن در بافت مشکل خواهد بود [۲].

این روش در مواردی نسبت به بعضی تکنیک‌های عکس برداری مزیت دارد. به عنوان مثال: ۱۵-۱۲٪ از سرطان‌هایی که با معاینات فیزیکی (Palpation) تشخیص داده شده اند، در ماموگرافی ظاهر نشده‌اند؛ علت این امر، غیر قابل دسترس بودن بعضی قسمت‌های بدن از جمله زیر بغل (Axillia) و دیواره سینه (Chest Wall) در روش ماموگرافی است [۳]. روش‌های جدیدی برای بهبود تست سینه ارائه شده است که همگی بر مبنای تفاوت بین سختی غده و بافت هستند [۴].

روش حس لامسه مصنوعی، تکنیک جدیدی برای به دست آوردن مشخصات غده در بافت نرم است [۵]، [۶]. در اکثر موارد از یک مدل دو بعدی برای شبیه سازی بافت بیولوژیک و غده استفاده می‌شود و از گراف ها و نمودارهای به دست آمده ناشی از توزیع فشار روی سطح، مشخصات غده حاصل می‌شود.

در یک تحقیق با استفاده از مدل المان محدود نتایج آزمایشگاهی بر روی یک حسگر لامسه‌ای، که از یک غشای پلیمری (PVDF) ساخته شده بود، ارزیابی شد که نتایج مدل المان محدود، اطلاعات به دست آمده از آزمایش را به خوبی تأیید می‌کرد [۷]، [۸].

در تحقیقی دیگر با استفاده از مدل المان محدود روشی ارائه شد که در آن با اندازه گیری و بررسی توزیع فشار، اطلاعاتی از غدد سینه و پروستات تخمین زده می‌شود [۹]. تکنیک‌های جدید تصویر برداری مانند MRI و Ultrasound Elastography نیز برای بررسی و نشان دادن خصوصیات غده استفاده می‌شوند که البته این روش‌ها علاوه بر

حل کرد.

جدول (۱): محدوده متغیرهای ورودی

Shape	l (mm)	t (cm)	d (cm)	h (cm)	Er
Sphere	3	4	0.5	1.5	10
Oval	4	5	1	2	20
Block	5	6	1.5	2.5	30
Torus	6	7	2	3	40
	7	8	2.5	3.5	50

سطح مشترک بافت و غده به کمک دستوره‌های نرم افزار به یکدیگر چسبیده شدند تا در هنگام تغییر شکل‌های به وجود آمده، پیوستگی کرنش‌ها حفظ شود. المان SOLID92 (3-D 10-Node Tetrahedral Structural Solid) برای انجام عملیات مش بندی مدل استفاده شد. این المان چهار وجهی با ده گره سه درجه آزادی رفتار جابجایی دو درجه آزادی دارد که برای مشهای غیرمنظم استفاده می‌شود.

برای دستیابی به جواب دقیق و صرفه جویی در مدت زمان حل مسأله غده، قسمت‌های نزدیک به غده و مخصوصاً سطح بالایی مکعب؛ که پیش بینی می‌شود گرادین‌های شدید پاسخ دارند، با المان‌های ریزتر و سایر قسمت‌ها با المان‌های درشت تر مش بندی شدند.

#### ۴-۲- روش به دست آوردن نتایج

هدف، به دست آوردن تأثیرات وجود یک جسم خارجی در داخل یک بافت بیولوژیکی در پاسخ به اعمال یک بارگذاری مکانیکی بر روی بافت است؛ سپس تغییرات پاسخ بافت نسبت به تغییرات متغیرهای ورودی بررسی قرار می‌شوند.

برای این منظور با تعریف یک "کد" به صورت کلی  $s: l, t, d, h, Er$  که نشان دهنده مقدار متغیرهای ورودی هر مدل است و انتخاب کد "sphere: l-5mm, t5cm, d2cm, h2.5cm, E30" به عنوان کد "مدل اصلی"، فقط با تغییر یکی از متغیرهای ورودی در مدل اصلی، مدل جدید می‌سازد و به این ترتیب، تغییرات پاسخ مدل نسبت به تغییرات هر کدام از متغیرهای ورودی به دست می‌آید.

#### ۳- نتایج

بر حسب مقادیر متغیرهای ورودی در جدول (۱) و روش ساخت مدل جدید نسبت به مدل اصلی، 24 حالت به کمک نرم افزار، مدل و حل شدند و در هر حالت، دو پاسخ از مدل استخراج شد:

(۱) توزیع تنش روی سطح بافت: این پاسخ مدل "تصویر لامسه ای (Tactile Image)" نامیده می‌شود.

داخل آن به عنوان مدل ساده شده سینه و غده سرطانی انتخاب شدند. برای بررسی و تحلیل دقیق مسأله، شش متغیر به نام "متغیرهای ورودی" در مدل تعریف شده است که عبارتند از:

۱- بارگذاری بافت (فشرده‌گی صفحه بالایی مکعب) ( $l$ )

۲- ضخامت بافت ( $t$ )

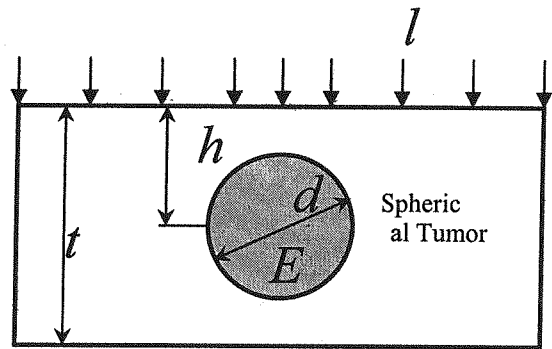
۳- قطر غده ( $d$ )

۴- عمق غده ( $h$ )

۵- نسبت سختی غده به سختی بافت ( $Er$ )

۶- شکل غده ( $s$ )

شکل (۱) مقطع عرضی وسط بافت (مکعب) و غده (کره) را به همراه متغیرهای ورودی نشان می‌دهد.

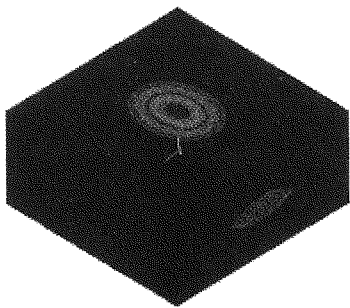


شکل (۱): مقطع عرضی وسط مدل به همراه متغیرهای ورودی

بافت و غده، موادی با خاصیت الاستیک و ایزوتروپیک فرض شدند. مقدار 5 kPa برای ضریب الاستیسیته بافت سینه (مکعب) به همراه 0.3 و 0.49 به ترتیب ضریب پواسون بافت و غده انتخاب شدند [۱۵]. به دلیل اینکه بیشتر بافت‌های بیولوژیکی خصوصیات مکانیکی غیر خطی از خود نشان می‌دهند، برای اعمال این ویژگی بافت و غده، نسبت های سختی متفاوتی با تغییر مدل الاستیسیته غده در نظر گرفته شد [۱۶].

#### ۲-۳- مدل المان محدود و شرایط مرزی

این مسأله به روش عددی المان محدود و به کمک نرم افزار ANSYS (Release 10.0) مدل سازی و حل شد. با توجه به محدوده پارامترهای ورودی؛ که در جدول (۱) آمده است، طول و عرض مکعب بافت 10 cm در نظر گرفته شد تا دیواره های بافت به اندازه کافی از غده دور شوند و بر روی توزیع تنش در اطراف غده تأثیری نداشته باشند. دیواره های مکعب بافت هیچگونه قید مکانی ندارند و صفحه کف مکعب فقط در راستای اعمال فشرده‌گی صفحه بالایی مکعب ثابت می‌شود. در این صورت با جلوگیری از حرکت جسم صلب (Rigid Body Motion) می‌توان مسأله را به صورت استاتیکی

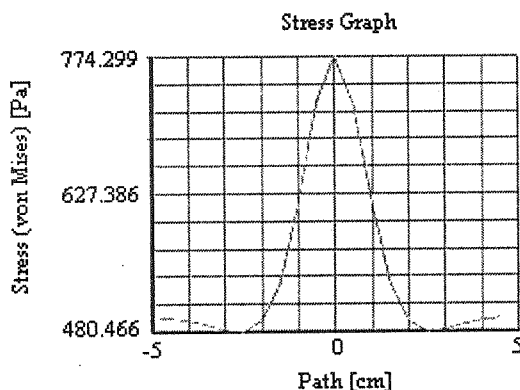


Oval: 1-5mm, t5cm, d4cm, h2.5cm, Er30

شکل (۳): بیضی های طرح تنش برای غده بیضوی شکل

#### • جهش نمودارهای تنش

نمودارهای تنش که بر روی مسیر تعریف شده به دست می آیند، شامل یک جهش (Overshoot) هستند. شکل (۴) نمودار تنش را برای مدل اصلی نشان می دهد. جهش نمودار علاوه بر اینکه تاییدی است بر وجود غده در داخل بافت، همچنین مرکز این جهش دقیقاً بر مرکز غده منطبق است و به این ترتیب از نمودارهای تنش می توان مکان دقیق غده را تشخیص داد.



Sphere: 1-5mm, t5cm, d2cm, h2.5cm, Er30

شکل (۴): نمودار تنش برای مدل اصلی

#### ۴- بحث در نتایج و مقایسه آنها

بعد از حل کلیه حالات متغیرهای ورودی در جدول (۱) و بررسی تصاویر لامسه ای و نمودارهای تنش آنها بطور انفرادی، با نداشت بیشترین تنش در نمودارهای تنش به بررسی روند تغییرات پاسخ بافت برحسب تغییرات متغیرهای ورودی می پردازیم. نمودارهای به دست آمده "نگاشت لامسه ای (Tactile Map)" نامیده می شوند.

شکل (۵) نگاشت لامسه ای تغییرات بیشترین مقدار تنش در نمودارهای تنش برحسب افزایش بارگذاری (افزایش فشردگی بافت) را نشان می دهد. هرچه فشردگی بافت در محدوده مجاز

(۲) نمودار تنش: این نمودار بر روی مسیری که به وسیله یک خط در وسط سطح بالایی بافت و از سمت چپ به راست امتداد دارد، به دست می آید.

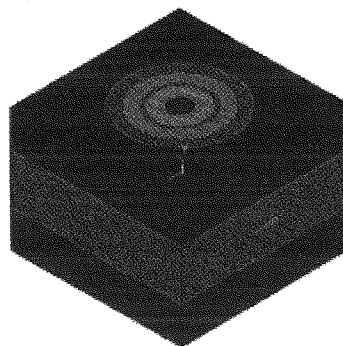
با توجه به تصاویر لامسه ای و نمودارهای تنش، نتایج زیر به دست می آید:

• ظاهر شدن نشانه های وجود غده روی سطح بافت ظهور علائم وجود غده بر روی سطح بافت، اساسی ترین نتیجه به دست آمده است که صحت و قابل اطمینان بودن روش حس لامسه مصنوعی را تایید می کند. شکل (۲) تصویر لامسه ای برای کد زیر را نشان می دهد:

Sphere: 1-5mm, t8cm, d2cm, h4cm, E80

ضمناً اثبات می شود که اعمال فشردگی بر روی بافتی که درون آن جسم سخت تری وجود دارد موجب به وجود آمدن یک توزیع تنش غیریکنواخت روی سطح بافت خواهد شد.

Tactile Image



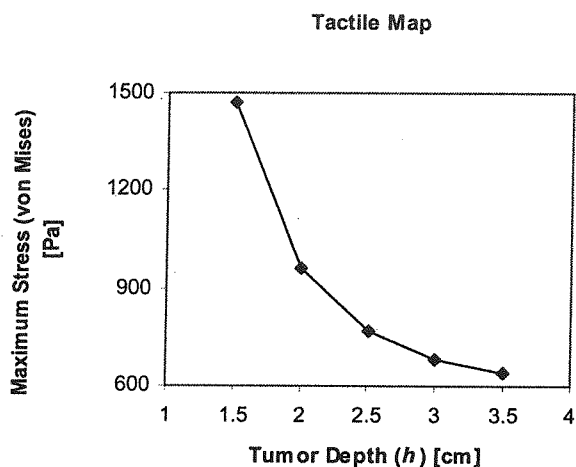
Sphere: 1-5mm, t8cm, d2cm, h4cm, Er30

شکل (۲): تصویر لامسه ای برای کد Sphere: 1-5mm, t8cm, d2cm, h4cm, Er30

• تشخیص شکل و اندازه غده با استفاده از توزیع تنش به وجود آمده روی سطح

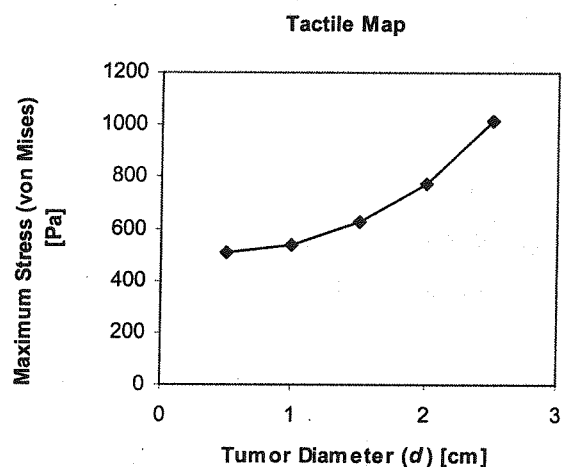
در تصاویر لامسه ای، طرح های توزیع تنش به وجود آمده بر روی سطح بافت، نشانگر شکل و اندازه غده است؛ یعنی چنانچه طرح های توزیع تنش مانند شکل (۲) به صورت دایره وار روی سطح گسترش پیدا کنند، غده کروی شکل خواهد بود. شکل (۳) تصویر لامسه ای حالتی را نشان می دهد که غده بیضوی شکل است (عبارت "d4cm" در کد مدل بیضوی نشان دهنده قطر بزرگ بیضی مرکزی است)، به طوری که طرح های تنش به صورت بیضی هایی روی سطح گسترش پیدا کرده اند. بزرگی و کوچکی طرح های تنش نیز معیاری از بزرگی و کوچکی غده داخل بافت است.

افزایش یابد بیشترین تنش به وجود آمده روی سطح بافت نیز بزرگ تر می شود.



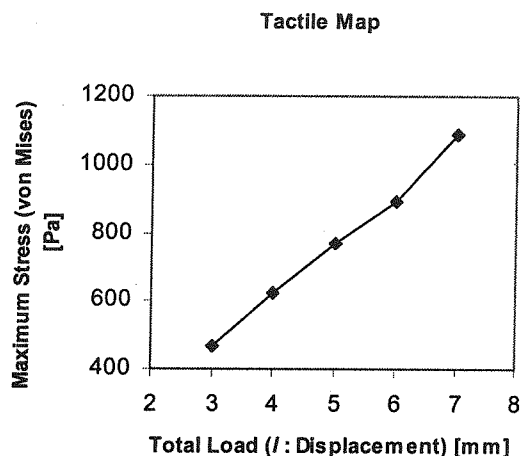
شکل (۷): نگاشت لامسه ای تغییرات تنش بیشینه برحسب عمق غده

شکل (۸) نگاشت لامسه ای تغییرات بیشترین مقدار تنش در نمودارهای تنش برحسب افزایش قطر غده کروی شکل را نمایش می دهد. نتایج به دست آمده در این تحقیق، بیانگر افزایش تنش بیشینه با افزایش قطر غده است.



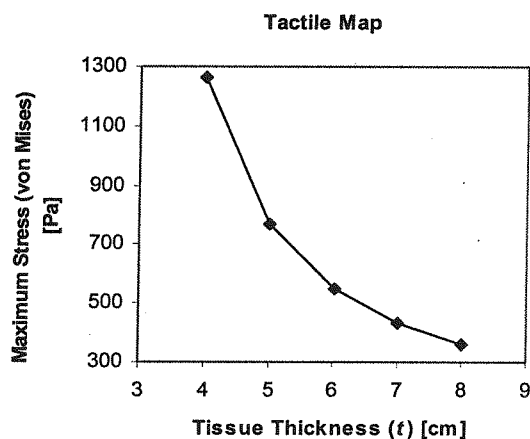
شکل (۸): نگاشت لامسه ای تغییرات تنش بیشینه برحسب افزایش قطر غده کروی

شکل (۹) نگاشت لامسه ای تغییرات بیشترین مقدار تنش در نمودارهای تنش برحسب افزایش نسبت سختی غده به بافت را نشان می دهد. هرچند در ابتدا با افزایش نسبت سختی، تنش بیشینه نیز افزایش می یابد؛ اما تدریجاً از آهنگ این افزایش کاسته می شود.



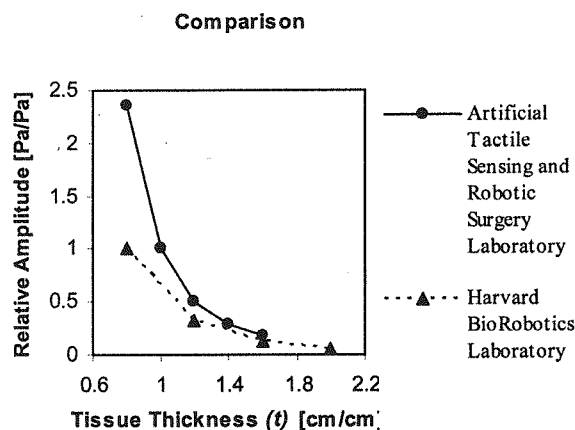
شکل (۵): نگاشت لامسه ای تغییرات تنش بیشینه برحسب افزایش بارگذاری

شکل (۶) نگاشت لامسه ای، تغییرات بیشترین مقدار تنش در نمودارهای تنش برحسب افزایش ضخامت بافت را نشان می دهد. همان طور که انتظار می رود، افزایش ضخامت بافت موجب کاهش مقادیر تنش بیشینه روی سطح می شود. همچنین شکل (۷)، که نگاشت لامسه ای تغییرات بیشترین مقدار تنش در نمودارهای تنش برحسب افزایش عمق غده را نشان می دهد، روند مشابهی را نمایش می دهد.



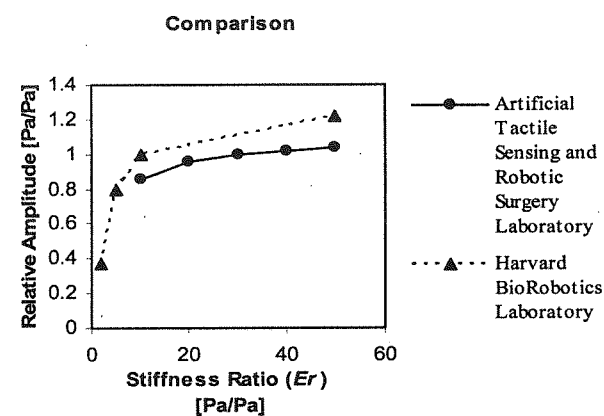
شکل (۶): نگاشت لامسه ای تغییرات تنش بیشینه برحسب ضخامت بافت

در شکل (۱۰) روند صعودی تغییرات دامنه نسبی تنش با افزایش بارگذاری مدل در هر دو تحقیق تایید شد. همچنین توجه به فرض ضریب الاستیک خطی؛ که برای بافت و غده در نظر گرفته شد، پیش بینی می شود، روند خطی افزایش تغییرات در خارج از محدوده آزمایش ها انجام شده نیز حفظ شود.



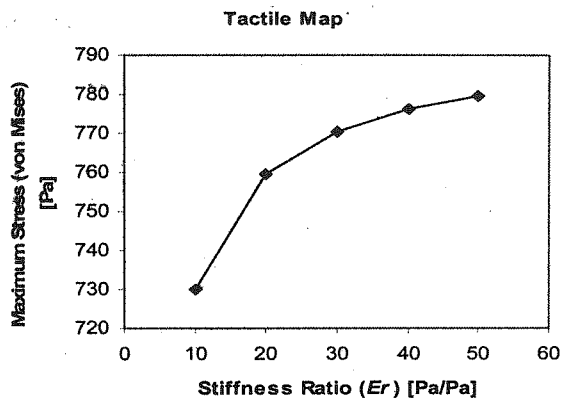
شکل (۱۱): مقایسه تغییرات دامنه نسبی تنش بر حسب ضخامت بافت

در شکل (۱۱) کاهش شدید دامنه نسبی تنش بر حسب افزایش ضخامت بافت در هر دو تحقیق نشان داده شده است و می توان پیش بینی کرد که با افزایش ضخامت بافت، چنانچه دیگر متغیرهای ورودی به خصوص بارگذاری مدل تغییر نکنند، نمودارها به یک مجانب افقی میل خواهند کرد. در نتیجه، در روش حس لامسه مصنوعی برای به دست آوردن اطلاعات دقیق از داخل بافت باید به ضخامت آن توجه داشت و با افزایش ضخامت بافت فشردگی بافت نیز باید افزایش یابد.



شکل (۱۲): مقایسه تغییرات دامنه نسبی تنش بر حسب نسبت سختی

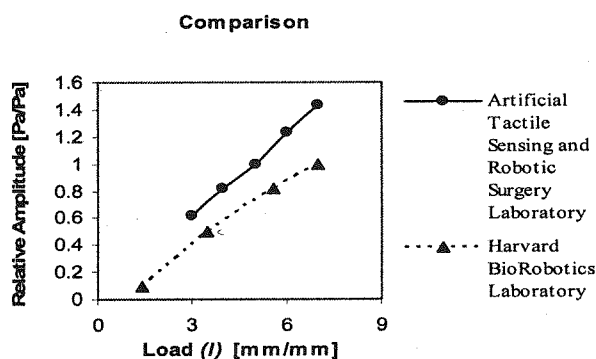
در شکل (۱۲) نیز تغییرات یکسان دو نمودار تایید شده است و دو نمودار به یک مقدار ثابتی در انتها میل کرده اند. روند تغییرات این نمودار نشان می دهد که در صورت ثابت بودن



شکل (۹): نکاشت لامسه ای تغییرات تنش بیشینه بر حسب افزایش نسبت سختی غده به بافت

برای انجام مقایسه و بررسی صحت و کیفیت نتایج، نکاشت های لامسه ای با نتایج تحقیقی؛ که به وسیله گروهی در آزمایشگاه بیورباتیک بخش مهندسی و علوم دانشگاه هاروارد (Harvard BioRobotics Laboratory) انجام شده است، مقایسه شدند. هرچند روش تحقیق در این دو مطالعه متفاوت است، با تعریف مفهوم اختلاف تنش بیشینه از کمینه و بی بعد کردن آن، 'دامنه نسبی تنش' (Relative Amplitude) تعریف شده تا نتایج دو تحقیق قابل مقایسه باشند. برای این منظور، تغییرات دامنه نسبی تنش نسبت به حالت بی بعد شده متغیرهای ورودی بررسی شدند.

در شکل های (۱۰)، (۱۱) و (۱۲)، شکل های 'مقایسه (Comparison)'; نتایج دو تحقیق در کنار یکدیگر آورده شده است. در این شکل ها خطوط پر رنگ نتایج این مطالعه هستند که در آزمایشگاه حس لامسه مصنوعی و جراحی رباتیک (Artificial Tactile Sensing and Robotic Surgery Laboratory) دانشگاه صنعتی امیرکبیر به دست آمده اند و خط چین ها نتایج تحقیق دیگر است. این شکل ها همگی روند تغییرات یکسانی را در نتایج هر دو تحقیق نشان می دهند.



شکل (۱۰): مقایسه تغییرات دامنه نسبی تنش بر حسب بارگذاری

Dargahi, J.; Najarian, S.; "Human Tactile Perception as a Standard for Artificial Tactile Sensing- A Review", International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery, vol. 1, pp 23-35, 2004

Dargahi, J.; Najarian, S.; "Advances in Tactile Sensors Design/Manufacturing and Its Impact on Robotics Application - Review", Industrial Robot: An International Journal, vol. 32/3, pp 268-281, 2005.

Dargahi, J.; Najarian, S.; "Analysis of a Membrane Type Polymeric-Based Tactile Sensor for Biomedical and Medical Robotic Applications", Sensors & Materials, vol. 16 pp. 25-41, 2004

Dargahi, J.; Najarian, S.; "A Supported Membrane Type Sensor for Medical Tactile Mapping", Sensor Review, vol. 24, pp 284-297, 2004

Sarvazyan, A. P.; "Knowledge-Based Mechanical Imaging", Proceedings of the 10<sup>th</sup> IEEE Symposium on Computer-Based Medical System, pp. 120-125, 1997.

Manduca, A.; Muthupillia, R.; Rossman, O.; Greenleaf, J. F.; Ehman, R. L.; "Visualization of Tissue Elasticity by Magnetic Resonance Elastography", Proceedings of Fourth International Conference on Visualization in Biomedical Computing (VBS'96), pp 63-68 1996.

Wellman, P. S.; Howe, R. D.; "Extracting Features from Tactile Maps", Division of Engineering and Applied Science, Harvard University, Cambridge, MA 02138, 1999.

Shikida, M.; Shimizu, T.; Sato, K.; Itoigawa, K.; "Active Tactile Sensor for Detecting Contact Force and Hardness of an Object", Sensors and Actuators A, vol. 103, pp. 213-218, 2003

Lee, M. H.; Nicholls, H. R.; "Review Article Tactile Sensing for Mechatronics—A State of the Art Survey", Mechatronics, vol. 9, pp. 1-31 1999.

Kerdock, A. E.; Cotin, S. M.; Ottensmeyer, M. P.; Galea, A. M.; Howe, R. D.; Dawson, S. L.; "Truth Cube: Establishing Physical Standard for Soft Tissue Simulation", Medical Image Analysis, vol. 7, pp 283-291, 2003

Wellman, P. S.; Howe, R. D.; "The Mechanical Properties of Breast Tissue in Compression", Harvard BioRobotics Laboratory Technical Report #99003, 1999

Dargahi, J.; Najarian, S.; "Measurements and Modeling of Compliance Using a Novel Multi-Sensor Endoscopic Grasper Device", Sensors and Materials, vol. 17 pp. 7-20 2005

[۵] متغیرهای ورودی، دامنه نسبی تنش نمی‌تواند معیار مناسبی برای تشخیص اختلاف سختی بافت و غده در یک تحلیل معکوس باشد. این بدان خاطر است که با افزایش نسبت سختی، دامنه نسبی تنش در مقدار ثابتی باقی می‌ماند.

[۶]

[۷]

[۸]

[۹]

[۱۰]

[۱۱]

[۱۲]

[۱۳]

[۱۴]

[۱۵]

[۱۶]

[۳]

[۴]

## ۵- نتیجه گیری

در این مطالعه، تحلیل کاملی بر روی متغیرهای موثر در روش حس لامسه مصنوعی به کمک روش المان محدود انجام شد و نشان داده شد که تغییر شکل و تنش ناشی از آن در سطح تماس معیارهای مناسب و قابل اطمینانی برای تشخیص وجود غده در داخل بافت بیولوژیکی مانند بافت سینه و شبیه سازی حس لامسه مصنوعی می‌باشند.

نکته قابل توجه و متمایز کننده این تحقیق، تحلیل سه بعدی بافت و غده است؛ زیرا تنها در این حالت می‌توان تاثیرات بوجود آمده در سطح بافت را مشاهده و بررسی کرد. از جمله این موارد، طرح‌های تنش روی سطح بافت را می‌توان نام برد که از طریق آنها شکل و اندازه غده پیش بینی شد.

همچنین اثبات شد طرح‌های تنش به وجود آمده روی سطح بافت و نمودارهای تنش، می‌توانند خصوصیات دیگری از غده درون بافت را؛ که شامل عمق و محل غده است، نیز نشان دهند.

## ۶- تقدیر و تشکر

در انتها، نویسندگان این مقاله بر خود لازم می‌دانند تا از همکاری مسوولین قطب مهندسی پزشکی ایران (دانشکده مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی امیرکبیر) در انجام این تحقیق تقدیر و تشکر کنند.

## مراجع

- [۱] Galea, A. M.; *Mapping Tactile Imaging Information: Parameter Estimation and Deformable Registration*, Ph.D. Thesis on Engineering Sciences, Harvard University, Cambridge, Massachusetts, January, 2004.
- [۲] Barman, I.; Guha, S. K.; "Analysis of a New Combined Stretch and Pressure Sensor for Internal Nodule Palpation", Sensors and Actuators A, vol. 125, pp 210-216, 2006
- [۳] Zeng, J.; Wang, Y.; Freedman, M. T.; Mum, S. K.; "Finger Tracking for Breast Palpation Quantification Using Color Image Features", SPIE J. of Opt. Eng., vol. 36(1), pp. 345-346, 1997.
- [۴] Kane, B. J.; Cutkosky, M. R.; Kavacs, G. T.; "Compatible Traction Stress Sensor for Use in High-Resolution Tactile Imaging", Sensors and Actuators A, vol. 54 pp. 511-516, 1996