

# طراحی، ساخت و مدلسازی ریاضی یک سنسور لامسه‌ای برای کاربرد در جراحی رباتیک

سیامک نجاریان<sup>۱</sup>؛ جواد درگاهی<sup>ii</sup>

## چکیده

در این مقاله، یک روش جدید برای تعیین آزمایشگاهی سفتی اشیای لمس شده توسط لوازم جراحی با حداقل تهاجم، ارائه می‌شود. برای تعیین این خاصیت مکانیکی، که در مهندسی پزشکی کاربرد فراوانی دارد، یک سنسور لامسه‌ای خاص طراحی و ساخته شد. این سنسور از دو بخش تشکیل شده است: یک قسمت استوانه‌ای صلب و یک قسمت حلقه‌ای تو خالی از جنس فوم. به عنوان یک کاربرد عملی از سنسور ساخته شده، در یک گراسپر آندوسکوپی، تست شد. برای تحلیل عملکرد گراسپر، یک مدل تئوریک ارائه شده و نتایج حاصله با داده‌های به دست آمده در آزمایشگاه مقایسه گردید. با ثابت نگاه داشتن محدوده نیروی اعمالی در ناحیه 0/1 تا 1 نیوتن، خطائی حدود 20% در محاسبه مدول الاستیسیته اجسام تست شده، به دست آمد. در این تحقیق برای اولین بار، یک گراسپر آندوسکوپی؛ که قابلیت تخمین مدول الاستیسیته را دارد، ساخته شد.

## کلمات کلیدی

جراحی با حداقل تهاجم، سنسور لامسه‌ای، آندوسکوپی، مدلسازی ریاضی، جراحی رباتیک

## *Design, Construction, and Mathematical Modeling of a Tactile Sensor for Applications in Robotic Surgery*

S. Najarian; J. Dargahi

### ABSTRACT

In this article, a novel method is presented to experimentally determine the stiffness of sensed objects using surgical tools of minimally invasive surgery. To evaluate this mechanical property, which has numerous applications in the field of biomedical engineering, a custom-made tactile sensor was designed and tested. This sensor consists of two separate parts, i.e., a rigid cylindrical section and an annular hollow section made of foam. As a representative application of the constructed sensor, we integrated it with an endoscopic grasper and tested the resulting tool. To analyze the performance of the designed grasper, a theoretical model is presented and the experimental data are compared with the proposed model. Keeping the applied forces in the range of one-tenths to one Newton, the resulting error was about twenty percent in estimating the modulus of elasticity of the tested objects. In this research work, for the first time, an endoscopic grasper is constructed, which has the capability of estimating the modulus of elasticity.

### KEYWORDS

Minimally invasive surgery, tactile sensor, endoscopy, mathematical modeling, robotic surgery.

<sup>۱</sup> دانشیار دانشکده مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی امیرکبیر، دانشکده مهندسی پزشکی، تهران، ایران، تلفن: ۶۴۵۴۲۲۷۷، ایمیل: najarian@aut.ac.ir

<sup>ii</sup> Assistant Professor, Concordia University, Dept. of Mechanical and Industrial Eng., 1455 de Maisonneuve Blvd. West, Montreal, Quebec, Canada H3G 1M8. Email: jdargahi@alcor.concordia.ca

کیسه صغرا در جراحی لاپاروسکوپی یا خارج کردن اجسام جدا شده در آرتروسکوپی زانو) و همچنین بخیه زدن بافت‌ها به یکدیگر [24]. این قابلیت‌ها به همراه توانایی‌های آشکارسازی و تشخیص خواص لامسه‌ای گوناگون (همچون سفتی، دما و خواص سطحی بافت‌ها)، توجیه کننده نقش کلیدی حس لامسه می‌باشند. متأسفانه این ویژگی‌ها در جراحی با تهاجم حداقل وجود ندارد. یکی از معایب کار با ابزار جراحی، مثلاً گراسپ‌های آندوسکوپی؛ که در MIS استفاده می‌شوند، این است که این ابزار نمی‌توانند احساس لمس را به اندازه کافی به دست جراح منتقل کنند. در نتیجه، جراح هیچگونه فیدبک لامسه‌ای ندارد و نمی‌تواند بر روی بافت بیولوژیکی به راحتی مانور دهد. بدین ترتیب، احتمال قطع اتفاقی و یا آسیب رسانی سهوی به بافت، افزایش می‌یابد. برای کاهش اثر این مشکل، یک راه حل می‌تواند انتقال مصنوعی حس لامسه به دست جراح باشد تا وی بتواند حضور عروق خونی، مجراها و یا اعضای بدن را که به خوبی در مانیتور قابل مشاهده نیست، حس کند.

در یک کار تحقیقاتی، با استفاده از ابزار آندوسکوپی، که تا حدودی تغییر شکل یافته بود، مقدار نیروی اعمالی توسط کرنش سنج‌های صنعتی اندازه‌گیری شده و سپس محل اعمال نیرو بر روی گراسپ نیز توسط یک آشکارساز نوری تخمین زده شد [25]. آنها داده‌های نیرو- تغییر مکان و خواص الاستیک پنج جسم مختلف را با دقت نسبتاً کمی به دست آوردند. همچنین گزارشی در زمینه تعیین سفتی یک لاستیک سخت، که در یک بلوک ساخته شده از فوم جاسازی شده، با استفاده از تماس از راه دور، منتشر شده است [13]. در مرجع [26]، سنسور نیرو- گشتاور در قسمت خلفی یک فورسپس لاپاروسکوپی قرار داده شد. این رشته سنسور حاوی 64 نقطه اندازه‌گیری بود که بواسطه نوع طراحی و سنسورهای تجاری انتخاب شده از معضل اختلال سیگنال سنسورها (cross-talk) و مشکلات ناشی از نویز برخوردار بود. در یک کار تحقیقاتی دیگر، یک آندوسکوپ به همراه یک سنسور میکروماشین شده از نوع polyvinylidene fluoride و یا به طور مختصر PVDF، طراحی شده است [27]. تلاش‌های صورت پذیرفته در تحقیقات بعدی، عموماً در راستای کاهش تعداد سنسورها و طراحی سنسورهای جدید متمرکز بوده است [28]، [29]، [30] و [31].

با توجه به مطالب مذکور، طراحی، تست آزمایشگاهی و مطالعات تئوریک یک سیستم اندازه‌گیری جدید برای تعیین مدول الاستیک اجسام حس شده، در این مقاله گزارش می‌شود. ویژگی اصلی این سیستم، بهبود عملکرد جراحی‌ها با حداقل تهاجم می‌باشد. نمونه آزمایشگاهی ساخته شده، قابلیت

در کاربردهای مختلف ربات‌ها در مهندسی پزشکی و همچنین استفاده از اعضا و اندام‌های مصنوعی، بکارگیری سنسورهای حس لامسه انسان را تقلید کنند، از اهمیت بسزایی برخوردار است. نویسندگان همین مقاله، در دو مقاله تفصیلی مروری بین‌المللی و از ابعاد گوناگون به طور مشروح به این نکات اشاره کرده‌اند [1]، [2]. این کاربردها شامل آشکارسازی حضور یا عدم حضور عضو یا بافت گراسپ شده و یا حتی نگاشت کامل تصویر لامسه‌ای است [3]، [4]، [5]. معمولاً برای ایجاد نوعی بهبود در این فرآیند مشابه‌سازی می‌بایستی از یک رشته یا مجموعه‌ای از سنسورها استفاده کرد [6]، [7]، [8]. افزایش تعداد سنسورها می‌تواند بالقوه توانایی اپراتور را در اندازه‌گیری خواص لامسه‌ای عضو افزایش دهد. در میان این خواص، نیرو و محل اعمال آن، از فاکتورهایی می‌باشند که اطلاعات زیادی را در مورد وضعیت گراسپ جسم و یا بافت بیولوژیکی به جراح منتقل می‌کنند [9]. در اکثر کاربردهای پزشکی، مقادیر نیرویی که در محدوده 0.1 تا 11 نیوتن باشد، ارزش عملی دارد [10]، [11] و [12].

حس‌های لامسه و بینایی از اهمیت ویژه‌ای در انواع جراحی برخوردارند [13]، [14] و [15]. جراحی با تهاجم حداقل (minimally invasive surgery, MIS) امروزه به عنوان یکی از روش‌های بسیار مطلوب جراحی، مطرح است [16]، [17]، [18] و [19]. در طی انجام MIS، هر گونه مانعی که در قابلیت‌های حسی جراح تأثیر گذارد، به نتایج نامطلوبی منجر می‌شود [20]، [21] و [22]. این نوع جراحی، مزایای بسیاری دارد؛ همچون کاهش صدمه به بافت یا عضو، کاهش میزان درد، نیاز به ایجاد شکاف‌های کوچک‌تر در محل جراحی، سرعت زیاد بهبود بیماران و کاهش مشکلات پس از عمل.

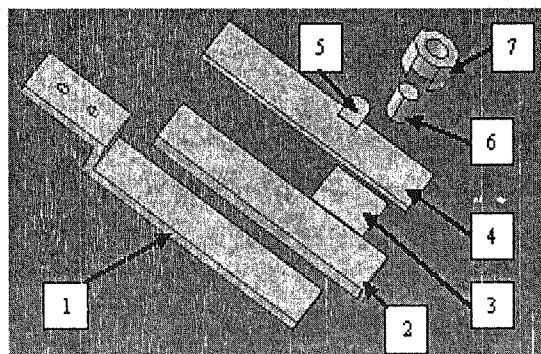
هر چند MIS از مزایای زیادی برخوردار است؛ ولی این نوع جراحی مدرن باعث کاهش درک لامسه‌ای جراحان می‌شود. این اثر در مواردی که جراح به گراسپ کردن و یا کار بر روی بافت‌های بیولوژیکی نیاز دارد، بیشتر محسوس است (مثلاً در شریان‌ها، وریدها، استخوان‌ها و غیره). در همین راستا، اندازه‌گیری مقدار نیروهای اعمالی توسط جراح بر روی گراسپ‌های آندوسکوپی به ایمن‌تر شدن و کاهش خطرات (مثلاً ناشی از قطع کردن اتفاقی بافت) منجر می‌شود [23]. هنگام مانورهای جراحی بر روی اعضا و یا بافت‌های بدن، حس کردن بافت، بسیار مهم است. این امر شامل موارد ذیل می‌شود: گراسپ کردن ارگان‌های داخلی بدن، انتقال آرام بار در هنگام بلند کردن عضو، خارج کردن بافت‌ها (مثلاً در بیرون آوردن

میناتورری شدن را داراست و بدین ترتیب با انجام اصلاحاتی (همچون زیست سازگاری جداره خارجی سیستم)، می‌توان از آن در جراحی‌های آرتروسکوپی و یا لاپاروسکوپی استفاده کرد.

## ۲- مواد و روش‌ها

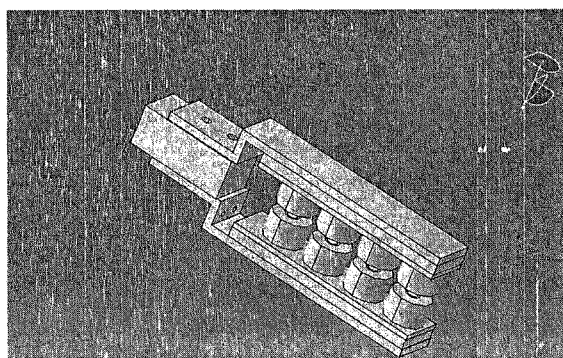
### ۲-۱- طراحی سنسور

ابتدا با استفاده از نرم‌افزار CATIA V5R10 مدل کامپیوتری سنسور طراحی شد. در شکل (1)، مدل کامپیوتری سنسور لامسه‌ای به همراه نیمه پایینی گراسپر آندوسکوپی نشان داده شده است.



شکل (1): نمایش باز شده قطعات گوناگون سنسور طراحی شده که نمایانگر اجزای زیراست: ۱. حمایت کننده، ۲. پایه شماره ۱، ۳. PVDF تحتانی، ۴. پایه شماره ۲، ۵. PVDF فوقانی، ۶. استوانه صلب و ۷. استوانه قابل انعطاف

این سنسور، از دو بخش میانی و محیطی تشکیل شده است که در بخش میانی یک استوانه تو پر از جنس پلکسی گلاس و در بخش محیطی یک حلقه از جنس فوم قرار دارد. مدل کامل کامپیوتری گراسپر در شکل (2) نمایش داده شده است.



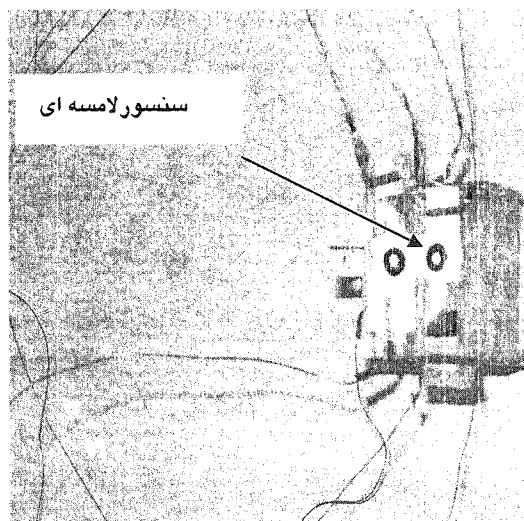
شکل (2): مدل کامل سه بعدی گراسپر آندوسکوپی

در موقع ساخت سنسور، هر دو بخش میانی و محیطی بر روی سطح یکی از دو صفحه پلکسی گلاس، با چسب

مخصوص چسبانده شدند. ابتدا یک لایه PVDF قطبی شده تک محوری به ضخامت 110 میکرون (Good Fellow Co., USA) به صورت متالیزه در آمد و سپس در میان دو پایه پلکسی گلاس گذاشته شد. این لایه، زیر هر دو استوانه صلب و قابل انعطاف (فوم) قرار گرفت. یک لایه PVDF دیگر (یعنی لایه فوقانی) دقیقاً در زیر استوانه صلب (یعنی بخش میانی سنسور) قرار گرفت [32]، [33]. هر دو لایه با یک نوار چسب دو طرفه، به سیستم چسبانده شدند. سپس یک شکاف به اندازه 2 میلی متر در 1 میلی متر، در بخش تحتانی استوانه قابل انعطاف بریده شد، چرا که خروجی کانال لایه PVDF می‌بایستی ایزوله می‌شد. در طراحی سنسور، دقت زیادی شد تا اثر پیروالکتریک کاهش داده شود. با این طراحی خاص، المان‌های حسگر PVDF به صورت حرارتی از محیط، عایق‌بندی شده‌اند، بطوریکه اختلاف دمای بین جسم حس شونده و خود سنسور نمی‌تواند خروجی خاصی به واسطه اثر پیروالکتریک تولید کند [34].

### ۲-۲- کار آزمایشگاهی

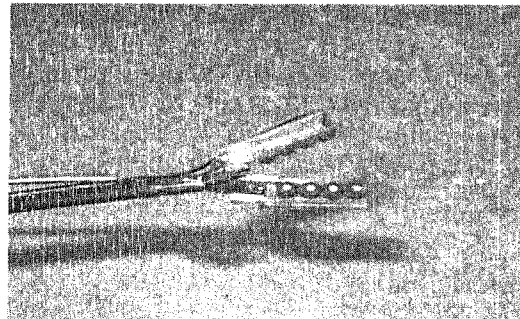
در تست های اولیه، یک سنسور لامسه منفرد (مطابق با طراحی انجام شده با CATIA) ساخته شد. عکس این سنسور، در شکل 3 ارائه شده است.



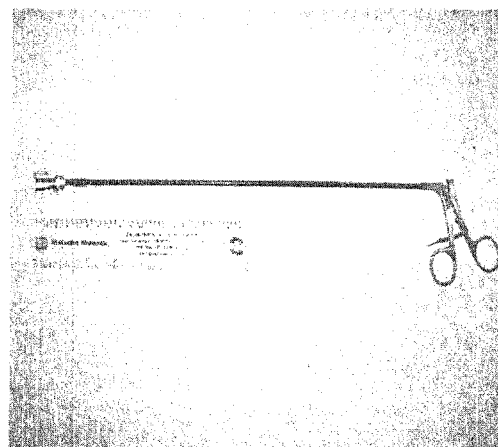
شکل (3): بخشی از گراسپر با دو سنسور لامسه ای

همچنین براساس مدل کامل ارائه شده در بخش قبل برای گراسپر آندوسکوپی، نمونه های مختلفی از گراسپر ها ساخته شد. عکس یکی از این گراسپر ها، که مبنای اصلی اطلاعات آزمایشگاهی در این مقاله را به خود اختصاص می‌دهد، در شکل (4) نشان داده شده است و عکس کامل گراسپر

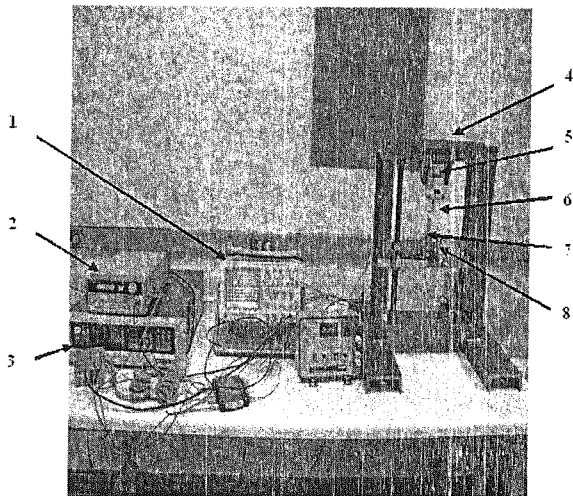
آندوسکوپی ساخته شده در آزمایشگاه، در شکل (5) نشان داده شده است.



شکل (4): سر انتهایی ابزار رباتیک



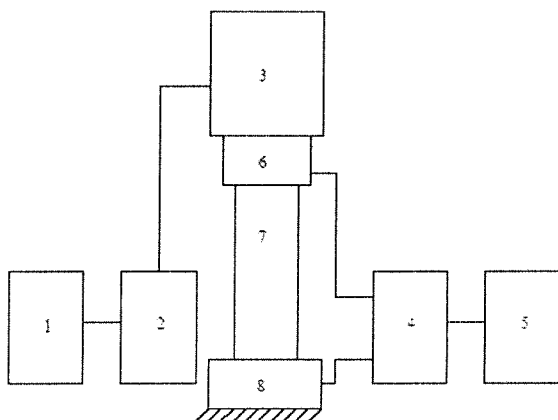
شکل (5): گراسپر آندوسکوپی مجهز به سنسورهای لامسه ای



شکل (6): تجهیزات مورد استفاده در آزمایش ها. راهنما:

۱. اسیلوسکوپ
۲. تولید کننده سیگنال
۳. آمپلی فایر بار
۴. پایه قابل تنظیم
۵. واحد ارتعاش
۶. پروب و ترانسدیوسر نیرو
۷. سنسور لامسه ای
۸. تعیین موقعیت کننده

دیگرام شماتیک مجموعه آزمایشگاهی نیز در شکل (7)، ترسیم شده است.

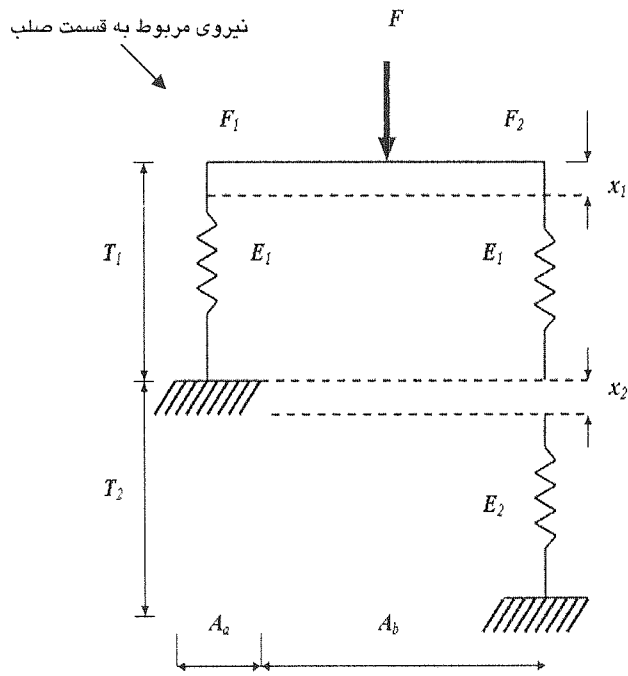


شکل (7): نمایش شماتیک دستگاه های مورد استفاده در

- آزمایش ها و ارتباط آنها با یکدیگر. راهنما: ۱. تولید کننده سیگنال
۲. واحد ارتعاش
۳. ترانسدیوسر نیرو
۴. آمپلی فایر بار
۵. آمپلی فایر با مد دوگانه
۶. اسیلوسکوپ
۷. پروب
۸. سنسور لامسه ای
۹. کامپیوتر شخصی

یک پروب استوانه‌ای، که با یک واحد ارتعاشی (Ling Dynamic Model V203) رانده می‌شود، برای اعمال یک نیروی سینوسی، استفاده شد. فرکانس نیرو در محدوده 10 تا 40 هرتز تغییر داده شد. واحد ارتعاشی با یک تولید کننده سیگنال (Agilent 33220A) فعال می‌شود. مقدار نیروی اعمالی به وسیله یک ترانسدیوسر نیرو (Kistler Type 9712B50)

در تست‌های آزمایشگاهی، خروجی‌های بار الکتریکی به طور رضایت بخشی مجزا شده بودند که این مهم با طراحی مناسب سنسور امکان‌پذیر بود. در نتیجه، هیچگونه اختلال الکتریکی و یا cross-talk قابل ملاحظه‌ای مشاهده نشد. در این طراحی، بار خروجی از لایه PVDF که در زیر استوانه صلب قرار دارد، عملاً نشانگر نیروی اعمالی به استوانه صلب است. به همین ترتیب، بار خروجی از لایه PVDF، قرار گرفته در بین دو پایه پلکسی گلاس، ارائه دهنده کل نیروی اعمالی به سنسور است. در مجموع، 8 سنسور لامسه‌ای در یک گراسپر به کار گرفته شد. برای آنالیز عملکرد سیستم طراحی شده، یک مجموعه آزمایشگاهی بر پا شد. عکس این مجموعه و تجهیزاتی که در آن مورد استفاده قرار گرفت، در شکل (6) ارائه شده است.



شکل (۸): مدل تحلیلی ترکیب سنسور و جسم حس شونده

این تحلیل تئوریک بر مبنای دو فرض زیر استوار است [35]، [8]: اول جسم حس شونده می‌بایستی دارای سطحی صاف و مسطح باشد. دیگر هیچگونه نیروی برشی نباید بین سنسور و جسم حس شونده وجود داشته باشد. در این مدل تحلیلی، از پارامترهای زیر استفاده شده است:

- $A_a$ ، سطح مقطع استوانه صلب
  - $A_b$ ، سطح مقطع استوانه قابل انعطاف
  - $T_1$ ، ضخامت جسم حس شونده
  - $T_2$ ، ضخامت استوانه صلب یا استوانه قابل انعطاف (که البته در این مورد با هم مساوی می‌باشند)
  - $X_1$ ، تغییر شکل جسم حس شونده بر روی استوانه صلب
  - $X_2$ ، تغییر شکل استوانه قابل انعطاف
  - $F_1$ ، نیروی حس شده با PVDF قرار گرفته در زیر استوانه صلب
  - $F_2$ ، نیروی حس شده توسط PVDF بین دو پایه پلکسی گلاس
  - $E_1$ ، مدول الاستیسیته جسم حس شونده
  - $E_2$ ، مدول الاستیسیته استوانه قابل انعطاف
- در مدل پیشنهادی،  $F_1$  و  $F_2$  را می‌توان از معادلات زیر استخراج کرد:

تعیین شد و این ترانسدویسر، میان پروب و واحد ارتعاشی قرار می‌گرفت. بار تولید شده به وسیله لایه‌های PVDF فوقانی و تحتانی توسط با یک آمپلی فایر بارالکتريکی (D.J. Birchall Model 04) تقویت شد و خروجی به وسیله یک اسیلوسکوپ، اندازه‌گیری شد (Agilent 5424A). کانال 1 اسیلوسکوپ (CH1) برای اندازه‌گیری خروجی PVDF که دقیقاً زیر استوانه صلب قرار داشت، استفاده شد و کانال 2 (CH2) برای خروجی PVDF بین دو پایه پلکسی‌گلاس قرار گرفت. این خروجی‌ها به ترتیب مطابق بودند با:  $F_1 + F_2$  و  $F_1$  و در به دست آوردن آنها، فاکتور آمپلی‌فایر که معادل 10 mv/lbf بود، نیز در نظر گرفته شد. در اینجا،  $F_1$  نیروی حس شده به وسیله PVDF زیر استوانه صلب و  $F_2$  نیروی حس شده به وسیله PVDF بین دو پایه پلکسی‌گلاس است. خروجی باقیمانده که به ترانسدویسر نیروی مربوط می‌شود نیز با یک آمپلی فایر دیگر، تقویت گردید (Kistler Instrument Model 504E). همچنین کانال 4 (CH4) اسیلوسکوپ به گونه‌ای تنظیم شده بود که این سیگنال آخر را اندازه‌گیری کند و برای تأیید تماس سیستم تحت تست و پروب، به کار برده می‌شد. اجسام گوناگونی با اشکال مختلف تست شدند. با اعمال بار دینامیکی بر روی جسم حس شونده، ولتاژ پیک به پیک و مقادیر فرکانس مربوط به سه کانال، با سیستم اخذ داده‌ها و سیستم اینترفیس یا واسطه، دریافت و ثبت شدند.

نیرو، به وسیله پروب بر روی نمونه حس شونده، اعمال شد. از یک نرم‌افزار اتصالی (Agilent IntuiLink) برای انتقال داده‌های آزمایشگاهی به یک کامپیوتر شخصی استفاده شد. از نرم‌افزار Excel نیز برای ایجاد ارتباط با کاربر سیستم استفاده شد که می‌توانست پارامترهای گوناگونی همچون خواص لایه‌های PVDF، خواص سنسور، خواص مواد تست شونده و فاکتورهای آمپلی‌فایر را وارد کند.

### ۳-۲- تحلیل تئوریک

سنسور لامسه‌ای به گونه‌ای طراحی شده بود که بتواند سفتی یا مدول الاستیسیته جسم حس شونده را با اتکا به توانایی سنسور در اندازه‌گیری تغییر شکل نسبی دو بخش میانی و محیطی، تعیین کند. روش به کار گرفته در این کار تحقیقاتی به این گونه بود که پس از اعمال نیرو بر جسم، بخشی از آن به وسیله استوانه صلب و بخش دیگر به وسیله استوانه قابل انعطاف تحمل شود (شکل 8).

جدول (۱): مشخصات فنی پلیمر PVDF

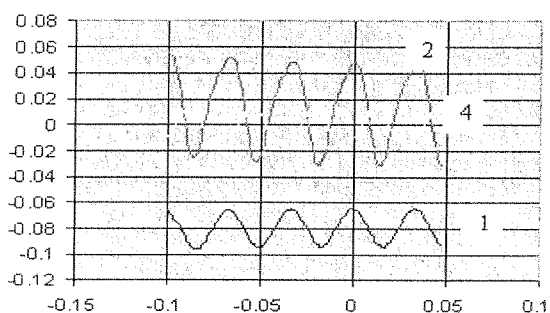
ضرائب پیزوالکتریک				مدول یانگ (GPa)	
d-form (pC/N)		g-form (Vm/N)		$E_v$	2/25
$d_{31}$	20	$g_{31}$	0/15		
$d_{32}$	2	$g_{32}$	0/015	$E_v$	2/20
$d_{33}$	-20	$g_{33}$	-0/15		

در این جدول، ضرائب پیزوالکتریک به هر دو صورت  $d$ -form (pC/N) و  $g$ -form (Vm/N) ارائه شده اند.

## ۲-۴- نتایج آزمایشگاهی

آزمایش های گوناگونی بر روی مواد مختلف صورت پذیرفت. برای رعایت اختصار، فقط بر روی تعدادی از تست ها، که نمایانگر نتایج کلی از آزمایش هاست تاکید می شود. به همین منظور، نتایج تست بر روی سه ماده حس شونده مختلف را که به شکل بلوک مستطیلی بودند، مورد بحث قرار می دهیم. این مواد را با شماره های ۱، ۲ و ۳ مشخص می کنیم. نیروی مکانیزم ارتعاش دهنده، نیروی استوانه صلب و نیروی استوانه انعطاف پذیر را می توان از ولتاژ خروجی (ولت) و با اعمال فاکتور های آمپلی فایر، به دست آورد. پارامترهای ثابت دیگر این آزمایش ها عبارتند از:  $A_b/A_a = 3/7$

$T_1 = 12,9,13 \text{ mm}$  و  $T_2 = 2/5 \text{ mm}$ ،  $E_2 = 0/110 \text{ MPa}$  به ترتیب برای ماده ۱، ماده ۲ و ماده ۳. شکل (9) پاسخ سنسور در فرکانس ۲۰ هرتز و موقعی را که از ماده ۱ استفاده می کنیم، نشان می دهد. در این تست، ولتاژ سنگنا، سنوسی فعال کننده معادل ۵ ولت بود. ولتاژ خروجی (ولت)



طول زمان (ثانیه)

شکل (۹): پاسخ های سنسور لامسه ای برای یک فرکانس ۲۰ هرتزی توسط نیروی ورودی سنوسی بر ماده شماره ۱. شماره

$$F_1 = \frac{E_1 A_a X_1}{T_1} \quad (1)$$

$$F_2 = \frac{E_1 A_b (X_1 - X_2)}{T_1} = \frac{E_2 A_b X_2}{T_2} \quad (2)$$

با ترکیب دو معادله فوق، می توان به معادله نسبت نیرو دست یافت:

$$\frac{F_1}{F_1 + F_2} = \frac{1 + \frac{T_2 E_1}{T_1 E_2}}{1 + \frac{T_2 E_1}{T_1 E_2} + \frac{A_b}{A_a}} \quad (3)$$

در معادله (3)، می توان با استفاده از داده های آزمایشگاهی به مقادیر  $F_1$ ،  $F_2$  دست یافت. ضمناً در مورد پارامترهای سیستم قبلاً مقادیر  $T_1$ ،  $A_b$ ،  $T_2$  و  $E_2$  در دست بود؛ لذا می توانیم مقدار  $E_1$  را پیدا و نتیجتاً تخمینی برای مدول الاستیسیته جسم حس شونده تخمینی به دست آوریم. این مقدار را می توان با مقدار واقعی ماده مورد مطالعه مقایسه و در نهایت، عملکرد سیستم طراحی شده را ارزیابی کرد. همان گونه که در معادله (3) مشاهده می شود، نسبت نیرو در محدوده 0 تا 1 تغییر می کند. هر چه مقدار نسبت نیرو بیشتر باشد، جسم حس شونده، سفت تر خواهد بود.

لازم به ذکر است که در موقع اعمال نیروی سنوسی بر روی سنسور PVDF، بار خروجی از هر یک از المان های حسی PVDF عملاً ترکیبی خواهد بود از جمع ضرائب پیزوالکتریک

$d_{31}$ ،  $d_{32}$  و  $d_{33}$  ضربدر مقدار نیروی اعمالی [36]، [37]. با ارائه این مطلب به فرم ریاضی، داریم:

$$F = \frac{q}{\psi_1 d_{31} + \psi_2 d_{32} + d_{33}} \quad (4)$$

که در معادله فوق، پارامترهای گوناگون به شرح ذیل است:

$q$ ، بار الکتریکی خروجی

$F$ ، نیروی اعمالی بر روی المان حسی

$\psi_1$  و  $\psi_2$ ، ثوابتی که با سطح الکتروود و المان حسی متناسب است.

جدول (۱)، ضرائب پیزوالکتریک مربوط به PVDF به همراه خواص مکانیکی این ماده را به طور خلاصه ارائه می دهد. این جدول، از اطلاعات فنی به دست آمده از شرکت سازنده استخراج شده است.

های ذکر شده در نمودار، معرف کانال های اسپیلوسکوپ است در شکل ( ۹ ) ، CHAN 1 ، نشان دهنده ولتاژ خروجی از PVDF زیر استوانه صلب، CHAN 2 ولتاژ خروجی PVDF بین دو پایه پلکسی گلاس و CHAN 4 ولتاژ خروجی ترانسدیوسر نیرو است. برای ماده ۱ و در یک فرکانس ۲۰ هرتز، مقادیر متوسط ذیل برای ولتاژها و نسبت نیرو به دست آمد:

ولتاژ CHAN 1 معادل 31/25 mV ، ولتاژ CHAN 2 معادل 87/5 mV ، ولتاژ CHAN 4 معادل 30 mV و نسبت نیرو، معادل 0/3571

## ۲-۵ - بحث

بر اساس ولتاژهای خروجی آزمایشگاهی و روش توصیف شده در محاسبه مدول الاستیسیته جسم حس شونده، مقدار  $E$  ، معادل 0/558 MPa بدست آمد. با مقایسه این مقدار با مقدار واقعی  $E$  برای جسم، خطایی معادل ۲۰٪ مشاهده می شود. تغییر فرکانس موج سینوسی تولید شده به وسیله تولید کننده سیگنال (در محدوده ۱۰ تا ۶۰ هرتز) تغییر محسوسی در مقدار الاستیسیته بدست آمده، ایجاد نکرد (حدود ۵٪). نتایج مشابهی برای مواد ۲ و ۳ نیز مشاهده شد.

باید به این نکته اشاره شود که در طراحی سنسور، یک شکاف یا فاصله 0/1 mm بین دو استوانه صلب و قابل انعطاف در نظر گرفته شود. در نتیجه، از نظر تئوری، هیچگونه تماسی را نمی بایستی بین دو سازه فوق انتظار داشت؛ لیکن در برخی از آزمایش های انجام شده، هنگامی که نیروهای با مقادیر بالاتر از ۲ نیوتن بر سنسور اعمال شد، مقدار تغییر شکل در مجموعه سنسور نسبتاً قابل ملاحظه بود. این بدان معناست که از نیروی برشی در سیستم و در حالت کلی، نمی توان صرف نظر کرد. حذف آزمایشگاهی این نیروی برشی احتمالی، کار دشواری نیست. این امر، با افزایش فاصله بین دو استوانه، میسر می شود. اگر چه در نظر گرفتن خطاهای احتمالی گوناگون در آزمایش ها، کار مشکلی است (همچون ارتعاشات خارجی منشا گرفته از محیط)، ولی نقش این خطاها را می توان در حدود ۵٪ بر آورد کرد.

در تمامی آزمایش های انجام شده، بارهای دینامیکی بر روی سنسور اعمال شد. این بدان خاطر است که لایه های PVDF ، پاسخ استاتیکی ندارند. البته انتظار داریم که در حالت کلی، بارهای با فرکانس های گوناگون، پاسخ های مختلفی را فعال کنند (وقتی که تمامی پارامترهای دیگر، ثابت نگاه داشته شوند) ولی در محدوده کوچک فرکانسی مورد مطالعه، هیچگونه تفاوت قابل ملاحظه ای مشاهده نگردید.

هر چند از اهداف اصلی این پروژه تحقیقاتی نبود، ولی آزمایش های ابتدایی بر روی اجسام با اشکال هندسی متفاوت نیز انجام پذیرفت. از آن جمله، می توان به تست کردن یک جسم استوانه ای طولانی قابل انعطاف در دستگاه، به عنوان جسم حس شونده اشاره کرد. این آزمایش، عملاً گراسپی کردن عروق خونی توسط گراسپر آندوسکوپی را مشابه سازی می کند. با استفاده از روش آزمایشگاهی توصیف شده در بخش های قبلی، مدول الاستیسیته جسم استوانه ای شکل نیز به وسیله سنسور لامسه ای تعیین شد که با مقدار واقعی حدوداً ۲۵٪ اختلاف داشت. در همین راستا، مدت تئوری پیشنهادی این مقاله نیز (به خاطر فروض مستتر در آن) کارایی خود را در تخمین  $E$  تا حدودی از دست می دهد. به همین منظور، در فاز بعدی پروژه، تمرکز بخش تئوریک بر روی استفاده از روش های اجزای محدود در تعیین  $E$  جسم خواهد بود و اجسامی با اشکال پیچیده تر نیز به وسیله سیستم طراحی شده آنالیز خواهند شد.

## ۳- نتیجه گیری

با استفاده از نمونه آزمایشگاهی ساخته شده برای گراسپر آندوسکوپی، این امکان فراهم است تا مدول الاستیسیته اجسام تغییر شکل پذیر را با درصد معینی از خطا تخمین زد. مزیت اصلی این سیستم آن است که می تواند به راحتی مینیاتوری و میکروماشین شود. در نتیجه، نمونه ساخته شده، قابلیت تولید انبوه داشته و حتی با اعمال اصلاحاتی می تواند یک بار مصرف گردد. ویژگی دیگر به مشخصات پلاریزاسیون پلیمرهای از نوع PVDF بر می گردد. می دانیم که در پلیمرهای PVDF ، پلاریزاسیون را می توان با اعمال تنش های مکانیکی و تغییرات دمایی تغییر داد. اولین ویژگی در مورد خاصیت پیزوالکتریک این پلیمر و دومین ویژگی به خاصیت پیروالکتریک آن بر می گردد. در طراحی سنسور، برای اجتناب از اثر پیروالکتریک، دقت خاصی به عمل آمد. به همین منظور، لایه PVDF مابین دو لایه پلکسی گلاس محبوس شد تا بدین وسیله بتوان نقش پیروالکتریک پلیمر را حذف کرد.

در طراحی سیستم، یک شکاف 0/1 mm بین دو استوانه در نظر گرفته شد. دلیل این کار، حذف اصطکاک بین دو استوانه هم مرکز بود که نتیجه آن، کارکرد بهتر سنسور است. البته در این مورد امکان داشت که از شکاف یا فاصله های بیشتری استفاده شود؛ ولی با توجه به این امر باعث کاهش استحکام مکانیکی سنسور می شود، از این امر اجتناب شد. در این پروژه، هیچگونه تلاشی در راستای بهینه کردن اندازه سنسور

Engineering, 2005.

Dargahi, J.; Najarian, S.; Zheng, X.Z.; "Measurements and modeling of compliance using a novel multi-sensor endoscopic grasper device", Sensors and Materials, vol. 17, no. 1, pp. 7-20, 2005.

Rininsland, H.H.; "Basics of robotics and manipulators in endoscopic surgery", Endoscopic Surgery and Allied Technologies, vol. 1, pp. 154-159, 1993.

Dargahi, J.; "An endoscopic and robotic tooth-like compliance and roughness tactile sensor", Journal of Mechanical Design, vol. 124, pp. 576-582, 2002.

Dargahi, J.; Najarian, S.; "An endoscopic force position grasper with minimum sensors", Canadian Journal of Electrical and Computer Engineering, vol. 28, no. 3/4, pp. 155-161, 2003.

Dargahi, J.; Najarian, S.; "Analysis of a membrane type polymeric-based tactile sensor for biomedical and medical robotic applications", Sensors & Materials, vol. 16, no. 1, pp. 5-41, 2004.

Howe, R.D.; Peine, W.J.; Kontarinis, D.A.; Son, J.S.; "Remote palpation technology", Proceedings of IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine, vol. 14, no. 3, pp. 318-323, 1994.

Dargahi, J.; "A three sensing element piezoelectric tactile sensor for robotic and prosthetic applications", Sensors and Actuators A-Physical, vol. 80, no. 1, pp.23-30, 2000.

Dario, P.; "Tactile sensing-technology and applications", Sensors and Actuators A-Physical, vol. 26, pp. 251-261, 1991.

Rao, N.P.; Dargahi, J.; Kahrizi, M.; Prasad, S.; "Design and fabrication of a microtactile sensor", Canadian Conference on Electrical and Computer Engineering Towards a Caring and Humane Technology, Montreal, Canada, 2003.

Hannaford, B.; Trujillo, J.; Sinanan, M.; Moreyra, M.; Rosen, J.; Brown, J.; Leuschke, R.; MacFarlane, M.; "Computerized endoscopic surgical grasper", Medicine Meets Virtual Reality, vol. 50, pp. 265-271, 1998.

Dargahi, J.; Payandeh, S.; Parameswaran, M.; "A micromachined piezoelectric teeth-like laparoscopic tactile sensor: theory, fabrication, and experiments", Proceedings of IEEE International Conference on Robotics and Automation, Detroit, USA, pp. 299-340, 1999.

Dargahi, J.; Najarian, S.; "An integrated force-position tactile sensor for improving diagnostic and therapeutic endoscopic surgery", Bio-Medical Materials and Engineering, vol. 14, no. 2, pp. 151-166, 2004.

McGinty, J.B.; Burkhart, S.S.; Jackson, R.W.; Johnson, D.H.; Richmond, J.C.; "Operative Arthroscopy", Lippincott Williams and Wilkins Publishing Company, USA, 2002.

Dargahi, J.; Normandeau, M.; Milne, J.; Parameswaran, M.; Payandeh, S.; "A microstrain gauge endoscopic tactile sensor using two sensing elements", Proceedings of the SPIE International Conference on Sensor Fusion: Architecture, Algorithms and Applications, Orlando, USA, pp. 349-357, 2000.

Dargahi, J.; Parameswaran, M.; Payandeh, S.; "A micromachined piezoelectric tactile sensor for and endoscopic grasper - theory, fabrication, and experiments", Journal of Microelectromechanical Systems, vol. 9, no. 3, pp. 329-335, 2000.

Gray, B.; Fearing, R.S.; "A surface micromachined microtactile sensor array", Proceedings of IEEE

(یعنی اندازه استوانه ها) به عمل نیامد؛ اما پیش بینی می شود که با کاهش مقیاس سیستم، در عملکرد آن تغییر محسوسی مشاهده نخواهد شد.

در حال حاضر، تحقیقات در فاز بعدی پروژه؛ یعنی مطالعات آزمایشگاهی و تئوریک بر روی اجسام با اشکال هندسی پیچیده تر در جریان است.

## ع-تشکر و قدردانی

نویسندگان مقاله از دکتر اسکارث (رئیس بخش جراحی بیمارستان سنت جان، شهر سنت جان، کشور کانادا) به خاطر پیشنهادهای کلینیکی موثر و راهگشایشان و از کمک مالی مؤسسه تحقیقات مهندسی و علوم طبیعی کانادا و مؤسسه سیستم های رباتیک و هوشمند کانادا تشکر و قدردانی می کنند. در پایان، از قطب مهندسی پزشکی ایران (واقع در دانشکده مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی امیرکبیر) برای تقبل مسؤلیت فراهم سازی زمینه های این همکاری علمی-تحقیقاتی دو جانبه کمال تشکر را داریم.

## ۵-مراجع

- [۱] Dargahi, J.; Najarian, S.; "Advances in tactile sensors design/manufacturing and its impact on robotics applications-A Review", Industrial Robot, vol. 32, no. 3, pp. 268-281, 2005.
- [۲] 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, no. 13, pp. 23-35, 2004.
- [۳] Lee, M.H.; Nicholls, H.R.; "Tactile sensing for mechatronics- a state-of-the-art surgery", Mechatronics, vol. 9, no. 1, pp. 1-31, 1999.
- [۴] Singh, H.; Dargahi, J.; Sedaghati, R.; "Experimental and finite element analysis of an endoscopic tooth-like tactile sensor", 2nd IEEE International Conference on Sensors, Toronto, Canada, 2003.
- [۵] Bar-Cohen, Y.; Mavroidis, C.; Bouzit, M.; Dolgin, B.; Harm, D.; Kopchok, G.; White, R.; "Virtual reality robotic operation simulations using MEMICA haptic system". The International Conference for Smart Systems and Robotics for Medicine and Space Applications, Houston, USA, 2000.
- [۶] Fisch, A.; Mavroidis, C.; Melli-Huber, J.; Bar-Cohen, Y.; "Biologically-Inspired Intelligent Robots", SPIE Press, USA, 2003.
- [۷] Dargahi, J.; Najarian, S.; Najarian, K.; "Development and 3dimensional modeling of a biological tissue grasper tool equipped with a tactile sensor", accepted for publication in Canadian Journal of Electrical and Computer





- International Conference: on Robotics and Automation, Minneapolis, USA, pp. 1-6, 1996. [۲۴]
- Brouwer, I.; Ustin, J.; Bentley, L.; Sherman, A.; Dhruv, N.; Tendick, F.; "Measuring in vivo animal soft tissue properties for haptic modeling in surgical simulation", *Medicine Meets Virtual Reality*, vol. 81, pp. 69-74, 2001.
- Bicchi, A.; Canepa, G.; De Rossi, D.; Lacconi, P.; Scilingo, E.P.; "A sensorized minimally invasive surgery tool for detecting tissue elastic properties", *Proceedings of IEEE International Conference Robotics and Automation*, Minneapolis, USA, pp. 884-888, 1996. [۲۵]
- Fischer, H.; Neisius, B.; Trapp, R.; *Interactive Technology and a New Paradigm for Health Care*, IOS Press, The Netherlands, 1995. [۲۶]
- Dargahi, J.; "Determination of the piezoelectric and pyroelectric response of a single layer polyvinylidene fluoride film used in tactile sensing", *Proceedings of the CSME International Conference*, Montreal, Canada, 2001. [۲۷]
- Fearing, R.S.; Moy, G.; Tan, E.; "Some basic issues in teletaction", *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, Albuquerque, USA, pp. 3093-3099, 1997. [۲۸]
- Dargahi, J.; Payandeh, S.; "Surface texture measurement by combining signals from two sensing elements of a piezoelectric tactile sensor ", *Proceedings of the SPIE International Conference on Sensor Fusion*, Orlando, USA, pp. 122-128, 1998. [۲۹]
- Melzer, H.H.; Schurr, M.O.; Kunert, W.; Bum, G.; Voges, U.; Meyer, J.U.; "Intelligent surgical instrument system ", *Endoscopic Surgery and Allied Technologies*, vol. 1, pp. 165-170, 1993. [۳۰]
- Dargahi, J.; Najarian, S.; "A supported membrane type sensor for medical tactile mapping", *Sensor Review*, vol. 24, no. 3, pp. 284-297, 2004. [۳۱]
- Dargahi, J.; "A study of the human hand as an ideal tactile sensor used in robotic and endoscopic applications ", *Proceedings of the CSME International Conference*, Montreal, Canada, pp. 21-22, 2001. [۳۲]
- Dargahi, J.; "The application of polyvinylidene fluoride as a robotic tactile sensor", Ph.D. Dissertation, Glasgow Caledonian University, Glasgow, Scotland, 1993. [۳۳]
- Dargahi, J.; "Piezoelectric and pyroelectric transient signal analysis for detecting the temperature of an object for robotic tactile sensing ", *Sensor and Actuators A-Physical*, vol. 71, pp. 89-97, 1998. [۳۴]
- Dargahi, J.; Najarian, S.; "Theoretical and experimental analysis of a piezoelectric tactile sensor for use in endoscopic surgery", *Sensor Review*, vol. 24, no. 1, pp. 74-83, 2004. [۳۵]
- Crago, E.; Nakai, J.; Chizeck, H.J.; "Feedback regulation of hand grasp opening and contact force during stimulation of paralyzed muscle", *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 38, pp. 17-28, 1991. [۳۶]
- Dargahi, J.; Eastwood, A.; Kemp, I.J.; "Combined force and position polyvinylidene fluoride (PVDF) robotic tactile sensing system ", *Proceedings of SPIE International Conference*, Orlando, USA, pp. 20-25, 1997. [۳۷]

