

Design and Analysis of a Novel Laparoscopic Instrument for Measuring the in Vivo Biomechanical Characteristics of Large Intra-abdominal Organs

D. Nazarinasab¹, A. Mirbagheri^{2*}, F. Farahmand³, E. Afshari⁴

¹ M.Sc., Mechanical Eng. Dept., Sharif University of Technology, Tehran, Iran, mech2008@gmail.com

^{2*} Assistant Professor, Dept. of Medical Physics & Biomedical Eng., School of Medicine & Research Center for Biomedical Technologies & Robotics (RCBTR), Tehran University of Medical Sciences (TUMS), Tehran, Iran.

³ Professor, Mechanical Eng. Dept., Sharif University of Technology, Tehran, Iran, farahmand@sharif.edu

⁴ Ph.D. student, Biomedical Eng. Dept., Amirkabir University of Technology, Tehran, Iran, elnaz.afshari@aut.ac.ir

Abstract

During laparoscopy surgery, the surgeon cannot touch the tissues directly by his/her hand. As a result, he is not able to use tactile sensing for evaluating the tissues' mechanical behavior and diagnosing their normal/pathological conditions. Furthermore in vivo biomechanical characteristics of Intra-abdominal soft tissues are among the main data required for surgery simulator softwares. The purpose of this research was to design and analyze a robotic surgical instrument which could grasp and compress the intra-abdominal large soft tissues and provide their force-displacement characteristics. The designed device is analogous to a robotic hand with two fingers, which are opened and closed using a parallelogram mechanism. A combined mechanism, including two connected sliding links and a compensatory cam, are used to prevent the fingers horizontal motion and keep the contact area fixed. The results of the kinematics analysis indicate the efficacy of the designed mechanism to provide pure vertical motion in fingers, parallel to each other. Also, the results of dynamic analysis indicate that, after dimensional optimization, the maximum force required at the actuator is 65 N, to apply a 10 N compressive force to the tissue at the middle of grasping range.

Key words: Soft tissue, Robotic hand, Elastometry, laparoscopy, Robotic surgery instrument.

* Corresponding author

Address: Research Center for Biomedical Technologies & Robotics, Imam khomeini Hospital Complex, Postal Code: 1419733131, Tehran, I.R. Iran.

Tel: +98 21 66581531

Fax: +98 21 66581533

E-mail: a-mirbagheri@tums.ac.ir

طراحی و تحلیل یک ابزار لاپاراسکوپی نوین برای اندازه‌گیری مشخصات بیومکانیکی ارگان‌های حجیم داخل شکمی در حالت زنده

داریوش نظری نسب^۱، علیرضا میرباقری^{۲*}، فرزاد فرهمند^۳، الناز افشاری^۴

^۱ دانش‌آموخته کارشناسی ارشد، دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی شریف، تهران، ایران mech2008@gmail.com
^۲ استادیار، گروه فیزیک و مهندسی پزشکی، دانشکده پزشکی و مرکز تحقیقات فناوری‌های بیومدیکال و رباتیک (RCBTR)، دانشگاه علوم پزشکی تهران، تهران، ایران.

^۳ استاد، دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی شریف، تهران، ایران farahmand@sharif.edu

^۴ دانشجوی دکتری، دانشکده مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی امیرکبیر (پلی تکنیک تهران)، تهران، ایران elnaz.afshari@aut.ac.ir

چکیده

در جراحی لاپاراسکوپی، امکان لمس مستقیم بافت‌های ناحیه جراحی برای جراح وجود ندارد و در نتیجه جراح نمی‌تواند با استفاده از حس لامسه، رفتار مکانیکی بافت را ارزیابی کند و وضعیت سلامت یا بیماری آنرا تمیز دهد. علاوه بر این مشخصات بیومکانیکی بافت‌های نرم داخل شکمی در حالت زنده از جمله داده‌های اصلی مورد نیاز برای نرم‌افزارهای شبیه‌ساز جراحی هستند. این پژوهش به منظور طراحی و تحلیل ابزار رباتیکی جدیدی انجام شده است که بتواند با گرفتن و فشردن بافت‌های نرم و حجیم درون شکمی داده‌های نیرو-جابجایی آنها را استخراج کند. ابزار طراحی شده همانند دستی رباتیک با دو انگشت است که با استفاده از یک مکانیزم متوازی‌الاضلاعی باز و بسته می‌شود. به منظور جلوگیری از حرکت افقی انگشتان و عدم لغزش ابزار روی بافت در ناحیه تماس، از یک مکانیزم ترکیبی با دو لغزنده مرتبط و یک بادامک جبران‌ساز استفاده شده است. نتایج تحلیل سینماتیک نشان‌دهنده کارایی مکانیزم طراحی شده برای حرکت خالص قائم انگشتان به صورت موازی با یکدیگر است. همچنین نتایج تحلیل دینامیک پس از بهینه‌سازی ابعاد مکانیزم حاکی از نیروی عملگر حداکثر ۶۵ نیوتن برای اعمال نیروی فشاری ۱۰ نیوتنی به بافت است که در زوایای میانی بسته شدن ابزار رخ می‌دهد.

کلیدواژه‌ها: بافت نرم، دست رباتیک، سختی‌سنجی، لاپاراسکوپی، ابزار جراحی رباتیک.

*عهده‌دار مکاتبات

نشانی: تهران، بیمارستان امام خمینی (ره)، آزمایشگاه پزشکی رباتیک مرکز تحقیقات فناوری بیومدیکال و رباتیک، کدپستی: ۱۴۱۹۷۳۳۱۴۱

تلفن: ۰۲۱-۶۶۵۸۱۵۳۱، دورنگار: ۰۲۱-۶۶۵۸۱۵۳۳، پیام‌نگار: a-mirbagheri@tums.ac.ir

۱- مقدمه

در سال‌های اخیر روش جراحی با حداقل آسیب یکی از جذاب‌ترین مباحث مورد علاقه جراحان و محققان بوده است؛ بگونه‌ای که روش‌ها و کاربردهای آن روز به روز در حال توسعه و پیشرفت است [۱،۲]. علی‌رغم محاسن و مزایای ارزنده، این روش جراحی دارای محدودیت‌ها و کاستی‌هایی است که اغلب از واسطه‌ای که بین جراح و بافت قرار گرفته؛ نشأت می‌گیرد. از جمله این مشکلات، می‌توان به عدم امکان لمس مستقیم بافت‌های نرم داخل بدن توسط جراح اشاره کرد که در نتیجه آن، جراح قادر نخواهد بود با استفاده از حس لامسه خود سلامت بافت را بسنجد.

در همین رابطه، ابزارهای جراحی مختلفی توسعه یافته‌اند که می‌توانند حین جراحی با روش‌های ایندنتیشن^۱ [۳،۴]، اسپیریشن^۲ [۵] و گرسپینگ^۳ [۶] داده‌های نیرو-جابجایی بافت را استخراج کنند. در این میان، با توجه به امکان کنترل مناسب شرایط آزمون و اعمال بارگذاری فشاری کنترل شده در روش گرسپینگ، این روش بیش از سایر روش‌ها مورد توجه قرار گرفته است.

تاکنون ابزارهای متعددی برای گرسپینگ بافت‌ها در جراحی لاپاراسکوپی ارائه شده است که از روش‌های مختلفی استفاده می‌کنند. به عنوان نمونه هانلی^۴ و همکاران گرسپری^۵ را طراحی کردند که دارای سه فک بوده، و در هر فک از سه فنر استفاده شده است تا کاملاً شبیه انگشتان انسان باشد؛ اما در این حالت انگشتان موازی با هم حرکت نکرده و برای تحلیل مشخصات مکانیکی بافت‌ها مناسب نخواهد بود [۷]. اوشیما^۶ و همکاران نیز گرسپر ارگان‌های حجیمی را طراحی کردند که این ابزار از نه درجه آزادی برخوردار است و لازم است با رباتی راهبر کنترل شود. این ابزار نیز از سه انگشت بهره می‌برد و باید در داخل شکم بیمار مونتاژ شود. به این صورت که انگشتان یکی یکی وارد شکم شده و بر روی هم سوار می‌شوند. در طرح یاد شده با توجه به پیچیدگی طراحی، استفاده از آن به سادگی امکان‌پذیر نیست و زمان عمل را طولانی می‌کند. از طرفی ابزار یاد شده دارای حسگرهای نیرویی نبوده؛ تنها برای گرفتن اندام‌ها کاربرد

دارد [۸]. وکیلی و همکاران نیز گرسپری را طراحی کرده‌اند که دارای دو فک است، به طوری که این فک‌ها موازی با هم حرکت می‌کنند. بر روی این فک‌ها حسگرهای کم‌دقتی قرار داده شده است که برای استخراج نمودار نیرو-جابجایی کاربرد ندارند. این حسگرها تنها هنگامی که نیروی فشاری وارد بر بافت از حدی بیشتر شود به جراح هشدار می‌دهند. همچنین فک‌های این ابزار حرکت افقی و عمودی را توأم انجام می‌دهند که این باعث عقب‌نشینی فک‌های ابزار در حین فشردن بافت می‌شود. این موضوع بروز خطا در اندازه‌گیری نیروهای فشاری را به همراه خواهد داشت [۹].

ابزارهای دیگری نیز طراحی و ساخته شده‌اند [۱۰،۱۱] که از برخی برای استخراج داده‌های نیرو-جابجایی نیز استفاده شده است. از جمله این ابزارها دست رباتیک سه انگشتی است که در سال ۲۰۱۰ میرباقری و همکاران [۱۲] آنرا برای گرسپینگ بافت‌های نرم و حجیم ارائه کرده‌اند. این ابزار قادر است از طریق تنها یک تروکار^۷ ۱۰ میلیمتری به فضای داخل شکم وارد شود و پس از باز شدن در داخل شکم، بافت‌های نرم و حجیم تا قطر ۸۰ میلیمتر را گرفته؛ مهار کند. همچنین این ابزار می‌تواند با استفاده از حسگرهای نیرو و جابجایی رفتار مکانیکی بافت را تحت نیروهای فشاری ارزیابی کند. با وجود ویژگی‌های جالب توجه، این طرح دارای مشکلاتی است که استفاده از آن را برای استخراج خواص مکانیکی محدود می‌کند. از جمله آن که انگشت‌های ابزار در طی باز شدن مقاداری عقب‌نشینی می‌کنند که این امر باعث می‌شود نقطه تماس ابزار با بافت تغییر کرده؛ نیروهای برشی نیز به بافت وارد شود. همچنین ابزار دارای ۳ انگشت است که این ویژگی نیز باعث پیچیده شدن تحلیل داده‌ها می‌شود. در این پژوهش به طراحی و تحلیل دست رباتیکی با دو انگشت پرداخته شده است که در آن با اصلاح مکانیزم باز شدن، موقعیت افقی انگشت‌ها حین جابجایی قائم آنها حفظ شده؛ در نتیجه ناحیه تماس با بافت همواره ثابت می‌ماند. انتظار می‌رود که بدین ترتیب، خطاهایی که به دلیل تداخل نیروهای برشی و تغییر ناحیه تماس در داده‌های نیرو-جابجایی رخ می‌دهند به مراتب

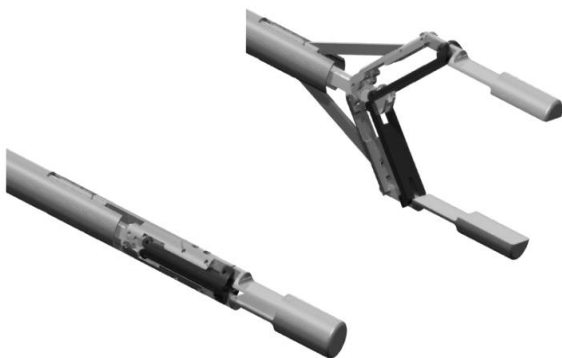
¹Indentation
⁵Grasper

²Aspiration
⁶Oshima

³Grasping
⁷Trocar

⁴O'Hanley

حرکت درآمده و انگشتان باز یا بسته می‌شوند [۱۳]. به این ترتیب، با به عقب کشیدن عضو شماره ۵ انگشتان ابزار باز شده؛ با حرکت رو به جلوی آن بسته خواهند شد. در مقابل، در روش دوم، از لغزنده روش قبل استفاده نشده، بلکه با ثابت نگه داشتن عضو شماره ۵ و ایجاد یک حرکت افقی در عضو شماره ۶ مکانیزم به حرکت در می‌آید [۱۲]. به این ترتیب، با حرکت رو به جلوی عضو ۶ انگشتان ابزار باز شده؛ با عقب کشیدن آن ابزار بسته خواهد شد.



شکل (۲) - انگشتان ابزار در دو حالت باز (سمت راست) و بسته (سمت چپ).

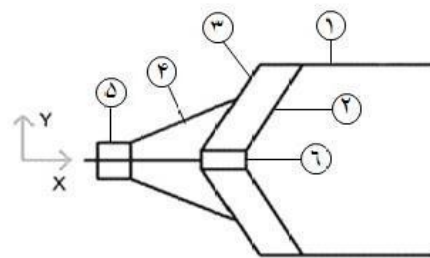
نکته قابل توجه آن که، در هر دو روش فوق، فک‌های ابزار (لینک ۱) حرکت افقی و عمودی را بصورت توأم انجام می‌دهند که در نتیجه ناحیه تماس انگشتان با بافت حین فشردن آن تغییر خواهد کرد. برای آن که ناحیه تماس انگشتان با بافت ثابت بماند لازم است آنها دارای حرکت خالص در راستای عمود بوده؛ موقعیت افقی خود را در طول باز و بسته شدن ابزار حفظ کنند. در دست رباتیک طراحی شده در این پژوهش، از مکانیزم جدیدی برای باز و بسته شدن انگشتان ابزار استفاده شده است که در واقع ترکیبی از دو روش مذکور است. در این مکانیزم، هر دو لینک ۵ و ۶ حضور داشته؛ حرکت می‌کنند. به این ترتیب، با ایجاد حرکت در یکی از آنها و حرکت دادن دیگری به صورت پیرو، می‌توان موقعیت افقی لینک ۱ را حفظ، و از تغییر ناحیه تماس فک‌ها با بافت جلوگیری کرد. به همین منظور، لازم است دسته ابزار نیز به گونه‌ای طراحی شود که امکان حرکت هر دو لغزنده در پنجه ابزار و به شکل مورد نظر میسر شود.

کاهش یافته؛ سنجش رفتار بافت با دقت بیشتری انجام شود.

۲- طراحی مکانیزم ابزار

۲-۱- پنجه ابزار

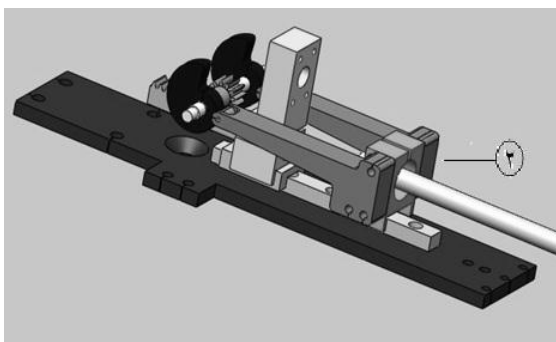
به طور کلی، ابزار مورد نظر باید در شکل ابزارهای جراحی لاپاراسکوپی (میله‌ای شکل) باشد تا بتواند به صورت یکپارچه ضمن عبور از یک تروکار ۱۰ میلیمتری در داخل فضای شکمی باز شده و از قابلیت گرفتن و فشردن بافت‌های زنده حین عمل لاپاراسکوپی برخوردار باشد. همچنین در طول این فرایند، باید ناحیه تماس ابزار با بافت ثابت بماند و شرایط آزمون فشار بازسازی شود. به این منظور، پنجه ابزار به صورت دستی رباتیک با دو انگشت در نظر گرفته شده است که هر انگشت دارای مکانیزم متوازی الاضلاع است. مکانیزم متوازی الاضلاع این قابلیت را به ابزار می‌دهد تا انگشت‌های آن بتوانند به صورت موازی با یکدیگر حرکت کنند. حرکت موازی انگشتان باعث خواهد شد نیرو در یک جهت به بافت وارد شود، که این موضوع باعث ساده‌شدن تحلیل داده‌ها خواهد شد. شکل (۱)، طرحی نمادین از پنجه ابزار را نشان می‌دهد.



شکل (۱) - مکانیزم دست رباتیک با دو انگشت که هر انگشت آن از یک مکانیزم متوازی الاضلاع بهره می‌برد.

با توجه به شکل‌های (۱) و (۲) برای به حرکت در آوردن چنین مکانیزمی دو راه معمول وجود دارد که تمام ابزارهایی که تا به امروز ساخته شده‌اند از این دو روش استفاده می‌کنند. روش اول به این صورت است که با ایجاد یک حرکت افقی در عضو شماره ۵ [شکل (۱)] و در حالی که عضو شماره ۶ ثابت نگه داشته شده است، مکانیزم به

۲-۲- دسته ابزار



شکل (۴) - مکانیزم محرک لغزنده پیرو در پنجه ابزار.

شکل (۵)، تصویر نهایی دسته ابزار را با کلیه مکانیزم‌ها و جزئیات در کنار هم نشان می‌دهد. در دسته، به منظور افزایش مقاومت از سقف استفاده شده است و نیز برای جلوگیری از اعمال بار محوری به عملگر از یک ساپورت^{۱۲} استفاده شده است که بلافاصله بعد از کوپلینگ قرار گرفته است.

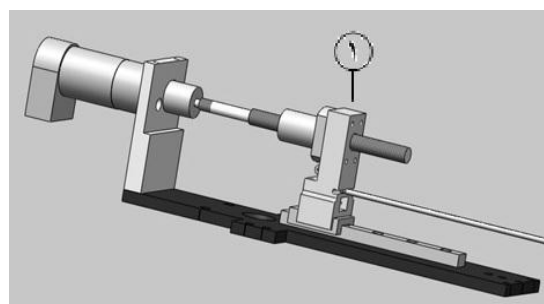


شکل (۵) - نمای نهایی دسته ابزار.

۳- تحلیل سینماتیکی و نیرویی

در این قسمت، ابتدا به تحلیل سینماتیک ابزار پرداخته می‌شود. هدف اصلی در طراحی این ابزار، ایجاد حرکت خالص عمودی در فک‌های آن است و این بدان معنا است که لینک ۱ [شکل (۱)] در طول باز و بسته شدن دهانه ابزار تنها در راستای قائم حرکت کند؛ به عبارت دیگر، موقعیت لینک ۱ در راستای افقی حفظ شود. برای این منظور، از حرکت دو لغزنده ۵ و ۶ در پنجه ابزار استفاده خواهد شد. در نتیجه، هدف در تحلیل سینماتیک ابزار تعیین موقعیت این دو لغزنده در یک دستگاه مختصات به ازای تمام زوایایی

شایان ذکر است، عضو شماره ۶ در پنجه ابزار [شکل (۱)] به عنوان لغزنده مستقل و در نتیجه عضو شماره ۵ به عنوان لغزنده پیرو انتخاب شده است. در نتیجه، ابتدا لازم است تا لغزنده ۶ در پنجه ابزار به صورت مستقل حرکت داده شود. برای این منظور در دسته ابزار عملگری دورانی، بال اسکرو^۸، کوپلینگ^۹ و نیز لغزنده‌ای در نظر گرفته شده است [شکل (۳)]. همانگونه که در شکل (۳) مشخص است، برای اتصال لغزنده ۱ در دسته ابزار با لغزنده ۶ در پنجه، از میله‌ای نازک و بلند استفاده شده است. به این ترتیب، امکان کنترل موقعیت لغزنده ۶ با کنترل دقیق عملگر به صورت مستقل فراهم می‌شود.



شکل (۳) - مکانیزم محرک لغزنده مستقل در پنجه ابزار.

حال، لازم است لغزنده ۵ در دسته ابزار به صورت پیرو حرکت داده شود. به این منظور و با توجه به شکل (۴)، در ابتدا لغزنده‌ای دیگر نیز در دسته ابزار قرار گرفته و با استفاده از لوله‌ای به لغزنده ۵ در پنجه ابزار متصل می‌شود. به لغزنده ۱ در دسته ابزار یک رک^{۱۰} متصل شده است تا در هنگام حرکت این لغزنده، رک نیز با آن حرکت کرده؛ موجب گردش یک پینیون^{۱۱} شود. دو بادامک بر روی شفت این پینیون قرار داده شده است که به همراه آن دوران می‌کنند. لغزنده شماره ۲، با استفاده از دو لینک به این بادامک‌ها متصل شده است و موجب می‌شود با حرکت لغزنده ۱، بادامک‌ها دوران کرده؛ موجب حرکت لغزنده ۲ به میزان دلخواه شوند.

⁸Ball-Screw
¹²Support

⁹Coupling

¹⁰Rack

¹¹Pinion

عملگر و همچنین محاسبه نیرو در مفاصل پنجه ابزار است. برای محاسبه نیروهای وارده بر لینک‌های مکانیزم، از روابط (۴) تا (۱۱) استفاده شده است:

$$\bar{F}^{21} = \frac{F \times (a2 + c) - 2 \times t}{c \times \sin(\theta) + d \times \cos(\theta)} \quad (4)$$

$$Z1 = -\bar{F}^{21} \times \sin(\theta) + \bar{F} \times L3 \times \cos(\theta) + \bar{F}^{21} \times \cos(\theta) \times L3 \times \sin(\theta) + 3 \times t \quad (5)$$

$$Z2 = a \times \sin(\alpha) \times \cos(\theta + \beta) - a \times \cos(\alpha) \times \sin(\theta + \beta) \quad (6)$$

$$\bar{F}^{43} = \frac{(Z1)}{(Z2)} \quad (7)$$

$$\bar{F}_x^{30} = \bar{F}^{43} \times \cos(\alpha) + \bar{F}^{21} \times \cos(\theta) \quad (8)$$

در این روابط \bar{F}_x^{pq} نیرویی است که از جانب عضو p به عضو q و در جهت x اعمال می‌شود و t نیروی اصطکاک در هر مفصل است. همچنین d فاصله عمودی بین مفصل E و D است [شکل (۶)]، به طوری که مفصل D به میزان m F^b بالاتر از مفصل E قرار دارد. در نتیجه نیروی F^b که به بادامک انتقال می‌یابد و در آن ایجاد گشتاور می‌کند برابر با معادله (۹) خواهد بود:

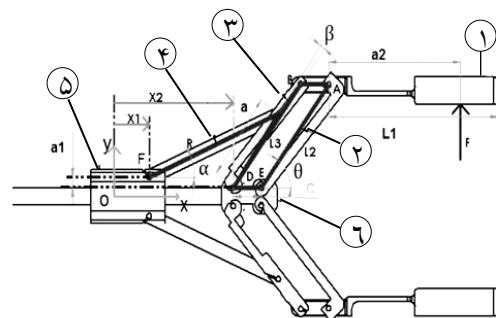
$$\bar{F}^b = \bar{F}_x^{30} + \bar{F}^{21} \times \cos(\theta) \quad (9)$$

این گشتاور از طریق شفت به پینیون و در نتیجه به رک منتقل شده؛ در نهایت به عملگر منتقل می‌شود. نیروی انتقال یافته به عملگر به واسطه این نیرو، F^p نام‌گذاری شده است. از سوی دیگر، نیروی F^L که از طریق لغزنده ۶ در پنجه ابزار به عملگر انتقال پیدا می‌کند برابر با معادله (۱۰) است:

$$\bar{F}^L = \bar{F}^{43} \times \cos(\alpha) \quad (10)$$

نکته قابل توجه آن که، این نیرو در خلاف جهت نیروی قبلی است و باعث می‌شود نیروی عملگر کاهش یابد. حال، می‌توان نیروی عملگر را از طریق معادله (۱۱) محاسبه کرد:

است که پنجه ابزار در طول باز و بسته شدن در آن زوایا قرار می‌گیرد. برای بررسی این موضوع و با توجه به شکل شماره (۶)، دستگاه مختصات بر روی لغزنده ۵ و در حالتی که ابزار کاملاً بسته باشد، قرار داده شده است؛ به نحوی که ابتدا و در حالی که ابزار کاملاً بسته است مقدار x_1 (موقعیت افقی لغزنده ۵) برابر صفر باشد. همچنین، لازم است ذکر شود که x_2 موقعیت افقی لغزنده ۶ در پنجه ابزار است.



شکل (۶) - طراحی مکانیکی ابزار شامل (۱): لینک انتهایی، (۲): لینک موازی، (۳): لینک ابتدایی، (۴): لینک رابط لغزنده پیرو به لینک ابتدایی، (۵): لغزنده پیرو، (۶): لغزنده مستقل.

برای انجام محاسبات، ابتدا موقعیت افقی لینک ۱ در حالتی که ابزار کاملاً بسته است محاسبه شده؛ اسم آن p نامیده شده است. سپس موقعیت لغزنده‌های ۵ و ۶ در زوایای مختلف θ به گونه‌ای محاسبه می‌شود که موقعیت افقی لینک ۱ همان مقدار p باقی بماند. روابط مربوط به آن در معادلات (۱) تا (۳) آورده شده است:

$$p = R \times \cos(\alpha_0) - a \times \cos(\theta_0 + \beta) + c + L2 \times \cos(\theta_0) + L1 \quad (1)$$

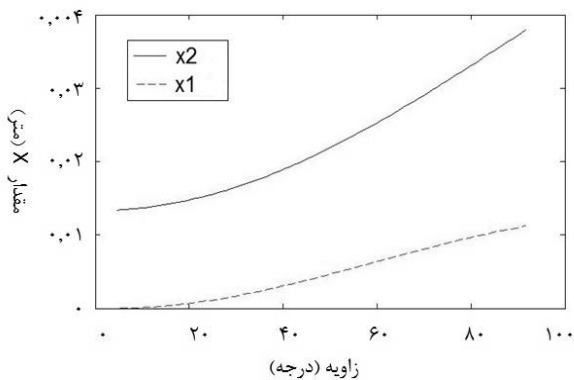
$$x2 = p - L1 - L2 \times \cos(\theta) - c \quad (2)$$

$$x1 = x2 - R \times \cos(\alpha) + a \times \cos(\theta + \beta) \quad (3)$$

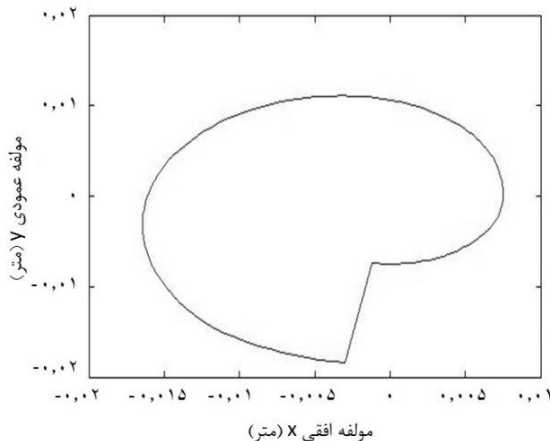
در این روابط، θ_0 و α_0 مقدار اولیه زوایای نشان داده شده در شکل هستند. در نتیجه، با استفاده از روابط بالا قادر خواهیم بود تا میزان x_1 و x_2 را به ازای تمام زوایای θ محاسبه کنیم. در ادامه، به تحلیل نیرویی ابزار پرداخته می‌شود. هدف این تحلیل، به دست آوردن نیروی وارد به

عمودی در آنها انجام می‌شود. در حالی که در مکانیزم‌هایی که پیش از این استفاده شده‌اند، حرکت عمودی انگشتان توأم با حرکت افقی قابل توجهی است که سبب تغییر ناحیه تماس آنها با بافت خواهد شد.

جزئیات نتایج تحلیل سینماتیک مکانیزم طراحی شده برای مقادیر جابجایی‌های لغزنده‌های ۵ و ۶ (x_1 و x_2) در شکل (۸) نشان داده شده است. چنانکه مشاهده می‌شود بین میزان جابجایی دو لغزنده در زوایای مختلف باز شدن ابزار اختلاف وجود دارد که برای جبران آن از یک بادامک استفاده می‌شود. با توجه به این امر که مدول رگ و پنبیون برابر ۱ در نظر گرفته شده، و پنبیون دارای ۱۲ دندان است؛ بادامک از نوع دورانی با پیرو غلتکی طراحی شده که منحنی آن در شکل (۹) قابل مشاهده است.



شکل (۸) - موقعیت لغزنده ۵ و لغزنده ۶ در طول باز و بسته شدن ابزار.



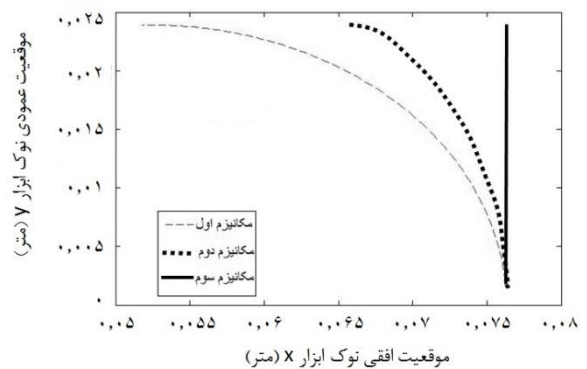
شکل (۹) - منحنی بادامک طراحی شده برای جبران تفاوت جابجایی لغزنده ۵ نسبت به لغزنده ۶.

$$\bar{F}_{actuation} = 2 \times \bar{F}^L + \bar{F}^P \quad (11)$$

با توجه به کاربرد ابزار برای گرفتن و فشردن بافت‌های نرم در حین جراحی لاپاراسکوپی، بیشینه نیروی بین فک‌ها و بافت معادل ۱۰ N برآورد می‌شود که در زاویه‌ای بین ۳۰ تا ۷۰ درجه اتفاق می‌افتد. با جایگزینی این نیرو در روابط تحلیل دینامیک ابزار، می‌توان مقادیر نیروهای وارد شده بر لینک‌ها را در سخت‌ترین شرایط کارکرد ابزار تعیین کرد. از سوی دیگر، روابط تحلیل دینامیک ابزار نشان می‌دهند ابعاد مکانیزم در میزان نیروی عملگر بسیار تأثیرگذار هستند. به همین دلیل لازم است برخی از این ابعاد بهینه‌سازی شوند تا نیروی وارد به عملگر در حداقل خود قرار گیرد. به همین منظور سه پارامتر R و a و c به عنوان متغیرهای طراحی در نظر گرفته شدند تا در فرایند بهینه‌سازی در مقابل نیروی عملگر بهینه شوند. بهینه‌سازی ابعاد مکانیزم در محیط نرم‌افزار MATLAB انجام شده است.

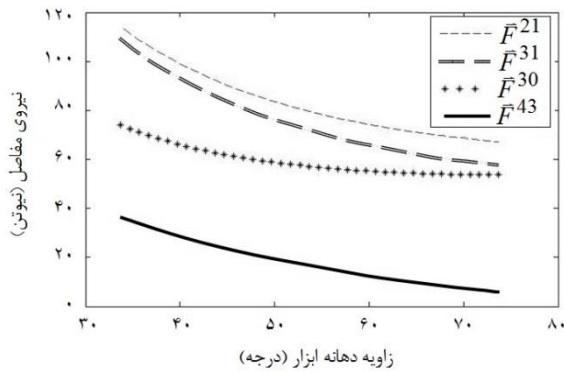
۴- نتایج و بحث

نتایج تحلیل سینماتیک مکانیزم طراحی شده برای باز و بسته کردن ابزار، در مقایسه با دو مکانیزم معرفی شده پیشین در بخش طراحی مفهومی، در شکل (۷) نشان داده شده است.



شکل (۷) - بررسی موقعیت لینک ۱ در سه مکانیزم ذکر شده. مکانیزم اول: تنها لغزنده ۵ حرکت می‌کند، مکانیزم دوم: تنها لغزنده ۶ حرکت می‌کند، مکانیزم سوم: هر دو لغزنده ۵ و ۶ با هم حرکت می‌کنند.

همانطور که مشاهده می‌شود، در مکانیزم طراحی شده موقعیت افقی انگشتان ابزار حفظ شده و تنها حرکت خالص

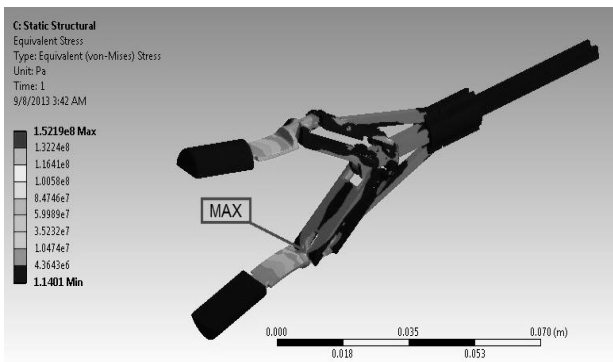


شکل (۱۱)- نیروی عملگر ابزار و همچنین نیروهای مفاصل آن در طول باز شدن ابزار و زمانی که نیروی خارجی به آن وارد نمی‌شود.

نتایج حاصل از بهینه‌سازی ابعاد مکانیزم به منظور کمینه کردن نیروی عملگر در جدول (۱) آورده شده است. همانطور که در شکل (۱۰) نشان داده شده است، می‌توان با انتخاب مناسب متغیرهای طراحی، نیروی عملگر را تا ۲۵٪ کاهش داد. به این ترتیب، بیشینه نیروی مورد نیاز در عملگر برای اعمال نیروی فشاری ۱۰ نیوتنی به بافت حدود ۶۵ نیوتن خواهد بود که با عملگرهای ظریف متداول رباتیک به خوبی قابل تأمین است.

جدول (۱)- مقایسه مقادیر اولیه و بهینه سازی شده.

ابعاد	مقادیر اولیه (m)	مقادیر بهینه‌سازی (m)
R	۰/۰۲	۰/۰۳
a	۰/۰۱	۰/۰۱۶۷
c	۰/۰۱	۰/۰۰۶

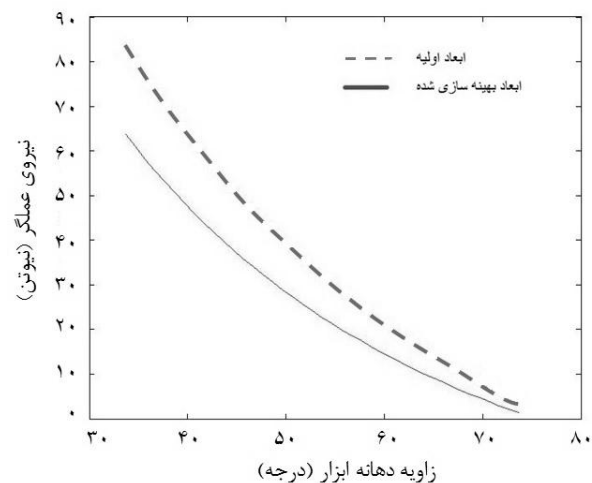


شکل (۱۲)- نتایج تحلیل مقاومت مکانیکی ابزار

این تحلیل در شرایطی انجام شده است که ابزار، بافت را با حداکثر نیرو فشرده می‌کند و همانگونه که در شکل (۱۲) مشخص است، حداکثر تنش در پنجه ابزار برابر با ۱۵۲ MPa است که این تنش موجب خواهد شد کمترین ضریب اطمینان در ابزار ۱/۶ باشد. این مقدار از ضریب اطمینان، با توجه به اندازه و کاربرد ابزار مناسب و قابل قبول به نظر می‌رسد.

۵- نتیجه‌گیری

ابزارهای گرسپینگ که پیش از این ثبت داده‌های نیرو-جابه‌جایی بافت استفاده شده‌اند، اغلب دارای محدودیت‌هایی هستند که از مهم‌ترین آن‌ها می‌توان به عدم اعمال نیروی یکنواخت بر سطح بافت (به سبب زاویه‌دار بودن فک‌های گرسپر) و عدم اعمال نیروی خالص فشاری بر سطح بافت



شکل (۱۰)- نیروی عملگر در زاویه بین ۳۰ تا ۷۰ درجه، با در نظر گرفتن اعمال نیروی ۱۰ N از طرف ابزار به بافت.

همچنین، نیروی مفاصل در حالت بحرانی و زمانی که ابزار بافت را در خود گرفته؛ حداکثر نیرو را به آن اعمال می‌کند، محاسبه شده که نتایج آن در شکل (۱۱) نشان داده شده است.

همچنین، تحلیل مقاومت مکانیکی نیز با استفاده از نرم‌افزار ANSYS Work Bench بر روی ابزار انجام شده که نتایج آن در شکل (۱۲) قابل مشاهده است.

- Virtual Reality 02/10: Digital Upgrades; Applying Moore's Law to Health, 2002; 85: 328.
- [4] 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; in 2001 Medicine Meets Virtual Reality Conference: outer Space, Inner Space, Virtual Space, MMVR 2001, Newport Beach, CA, 2001: 69-74.
- [5] Nava A., et al., Determination of the mechanical properties of soft human tissues through aspiration experiments, in Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention-MICCAI 2003; Springer., 2003: 222-229.
- [6] Brown J.D., et al., In-vivo and postmortem compressive properties of porcine abdominal organs, in Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention-MICCAI 2003; Springer., 2003: 238-245.
- [7] O'Hanley H., et al., Design and testing of a three fingered flexural laparoscopic grasper; Transactions of the ASME-W-Journal of Medical Devices, 2011; 5(2): 027508.
- [8] Oshima R., et al., Assemblable Three-Fingered Nine-Degrees-of-Freedom Hand for Laparoscopic Surgery; Mechatronics, IEEE/ASME Transactions on, 2010; 15(6): 862-870.
- [9] Vakili K., DESIGN AND TESTING OF A PRESSURE SENSING LAPAROSCOPIC GRASPER; in Design of Medical Devices, DMD2011, Minneapolis, MN, USA, 2011.
- [10] Oshima R., Takayama T., Omata T., Kojima K., Takase K., Tanaka N., Assemblable Three-Fingered Nine-Degrees-of-Freedom Hand for Laparoscopic Surgery; Mechatronics, IEEE/ASME Transactions, 2010; 15: 862-870.
- [11] Takayama T., Omata T., Futami T., Akamatsu H., Ohya T., Kojima K., Takase K., Tanaka N., Detachable-Fingered Hands for Manipulation of Large Internal Organs in Laparoscopic Surgery; IEEE International Conference on Robotics and Automation, Roma, Italy, 2007: 244-249.
- [12] Mirbagheri A., Farahmand F., A triple-jaw actuated and sensorized instrument for grasping large organs during minimally invasive robotic surgery; International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery, 2013; 9(1): 83-93.

(به سبب تلفیق حرکت فک‌های ابزار در راستاهای قائم و افقی) اشاره کرد. ابزار طراحی شده در این پژوهش، می‌تواند به صورت مؤثری برای سنجش رفتار مکانیکی بافت‌های نرم حجیم حین جراحی لاپاراسکوپی به کار گرفته شود و اطلاعات دقیق‌تری از رفتار مکانیکی بافت به دست دهد. ابزار طراحی شده می‌تواند به تنهایی از طریق یک تروکار وارد شکم بیمار شده و بدون آنکه به مونتاژ نیاز داشته باشد در آنجا باز شده؛ استفاده شود. نتایج تحلیل سینماتیک نشان می‌دهد که حین باز و بسته شدن ابزار، انگشتان آن در راستای افقی حرکت نخواهند کرد و در نتیجه ناحیه تماس ابزار با بافت دچار تغییر نخواهد شد. به این ترتیب، می‌توان انتظار داشت که ثبت داده‌های نیرو-جابجایی از طریق ابزار با دقت بیشتری در مقایسه با ابزارهای معرفی شده پیشین انجام شود. همچنین، تحلیل دینامیک ابزار نشان می‌دهد با بهینه‌سازی ابعاد مکانیزم می‌توان نیروی عملگر را در سطح قابل قبولی برای عملگرهای ظریف رباتیک کاهش داد. نمونه‌ای عملکردی از ابزار هم اکنون در مرحله ساخت قرار دارد تا در شرایط آزمایشگاهی مورد آزمون قرار گیرد.

۶- مراجع:

- [1] Gupta V., Reddy N.P., Batur P., Forces in surgical tools: comparison between laparoscopic and surgical forceps; in Engineering in Medicine and Biology Society, 1996. Bridging Disciplines for Biomedicine. Proceedings of the 18th Annual International Conference of the IEEE, 1996; 1: 223-224.
- [2] Soper N.J., Laparoscopic general surgery-past, present, and future; surgery, 1993; 113:1-3.
- [3] Wesrwoodetai J., In vivo measurement of solid organ visco-elastic properties. Medicine Meets