

ارائه طرح یک سوند بهینه برای استفاده در عمل جراحی - مطالعه موردی برای رفع

انسداد مری

حامد رضایی ارنسا^۱

سیاوش زرگری^۲

اسما رضایی ارنسا^۳

نیلوفر مشاری^۴

^۱ دانشکده مهندسی برق و کامپیوتر، دانشگاه تبریز، تبریز، ایران، rezayi_hamed@ymail.com

^۲ دانشکده مهندسی برق و کامپیوتر، دانشگاه تبریز، تبریز، ایران، s.zargari@tabrizu.ac.ir

^۳ دانشکده پزشکی شهید بابایی، دانشگاه علوم پزشکی قزوین، قزوین، ایران، asmarezayi94@gmail.com

^۴ دانشکده پیراپزشکی، دانشگاه آزاد ارومیه، ارومیه، ایران، niloofar.moshari1371@gmail.com

چکیده: در الگوریتم رشد ناحیه (RGA) نتایج تقسیم‌بندی کاملاً وابسته به انتخاب نقطه آغاز می‌باشند، چونکه یک نقطه آغاز نامناسب منجر به تقسیم‌بندی ضعیفی می‌شود. اما، اکثر مجموعه داده‌های MRA (آنژیوگرافی تشدید مغناطیسی) شامل ناحیه مورد نیاز (رگ‌ها) در قسمت‌های آغازین نمی‌باشند. یک الگوریتم رشد ناحیه بهبود یافته (ERGA) برای تقسیم‌بندی رگ خونی ارائه می‌شود. ERGA به طور خودکار مقدار آستانه را براساس مقادیر شدت ماکزیمم تمام قسمت‌ها محاسبه و یک قسمت آغازین مناسب تصویر را انتخاب می‌کند که یک نقطه شروع مناسب دارد. ما تکنیک خودمان را در بیماران مختلف مجموعه داده‌های MRA با تفکیک‌های مختلف به کار بردیم و تصاویر تقسیم‌بندی شده بهبود یافته‌ای با کاهش نویز در مقایسه با RGA سنتی به دست آورده‌ایم.

کلید واژه‌ها: پردازش تصویر، تقسیم‌بندی، رشد ناحیه، تصویربرداری پزشکی، رگ‌ها، MRA

۱. مقدمه

یکی از مهمترین کاربردهای سوند در اندازه‌گیری میزان فشار وارد شده بر سلول‌هاست. در سوندهای پیشین تکنیک پرفیوژن آب برای اندازه‌گیری تغییرات فشار مورد استفاده قرار می‌گرفت. این نوع تشخیص با استفاده از یک سوند با چندین کانال کوچک انجام می‌گرفت که آب از طریق پمپ تزریق در کانال‌ها جاری می‌شد. جریان آب به باز کردن انتهای سوند اجازه داده و آب از طریق کانال‌های انتهایی سوند پاشیده می‌شد. در طول عمل بلع، انتهای باز سوند مسدود می‌شود، و در نتیجه فشار در کانال‌های آب افزایش می‌یابد. سپس سیگنال فشار به یک مبدل بیرونی منتقل می‌شود و مبدل فشار را به سیگنال الکتریکی تبدیل می‌کند. سوند آب پرفیوژن محدودیتهایی دارد، از جمله زمانی که بیمار در حال حرکت است خواندن فشار دقیق

در اصطلاح پزشکی اختلال بلع شناخته شده توسط اختلال در مکانیسم بلع ایجاد می‌شود. این بیماری روند رشد کودکان را به خطر می‌اندازد و در بعضی موارد جدی منجر به مرگ می‌شود. هنگام وقوع اختلال بلع که به عنوان یک نتیجه از ناهنجاری‌های آناتومیک در ساختار مری یا در هماهنگی عضلات مری، به علت ناتوانی برای انقباض و شل کردن عضلات مری می‌باشد. استفاده از سوند، فشارسنجی است که برای اندازه‌گیری تغییرات فشار در امتداد بخش مری طی عمل بلع رخ می‌دهد. قرائت فشار ثبت شده در تشخیص اختلالات عضلات و ارائه آن در ارزیابی برای درمان مفید است [۱ و ۲].

استفاده چندباره از آن ترغیب می‌کند. سوند چندبار استفاده شده نیز باعث افزایش هزینه‌های تعمیر و نگهداری و خطر ابتلا بیماری از یک بیمار به دیگری است [۶و۵].

۲. روش تحقیق

۲.۱. معیارهای طراحی و انتخاب مکانیزم تحریک

نقطه شروع طرح سوند تحقق یک لوله‌ی کوچک است که می‌تواند توسط یک اپراتور انسانی استفاده شود. بدین ترتیب این لوله از یک مکانیزم تحریک تشکیل یافته است که می‌تواند از طریق یک سیستم الکتریکی در بدن حرکت نموده و باز و یا بسته شود، بنابراین می‌تواند عضو انسداد یافته را باز نماید. بدین ترتیب، سوند از یک لوله و یک محرک تشکیل یافته است که برخی از نیازهای خاص برای عملکرد آن در بدن موجود زنده بصورت زیر می‌باشد که باید در طراحی آن رعایت شود:

۱- سوند باید قابلیت عملکرد در هوا و همچنین در محیط‌های بیولوژیکی رسانای مایع داشته باشد.

۲- با توجه به اینکه فرآیند الکترولیز در ولتاژ حدود ۲ ولت رخ می‌دهد، محرک سوند باید در ولتاژهای کم کار کند تا از فرآیند الکترولیز در محیط‌های بیولوژیکی رسانای مایع جلوگیری شود [۷].

۳- محرک سوند باید ایزوله باشد (لوله سوند باید از مکانیزم تحریک بصورت حرارتی و الکتریکی عایق شده باشد).

۴- محرک سوند باید در دماهای نسبتاً پایین کار کند تا از گرم شدن بیش از حد سلول‌ها جلوگیری شود (کمتر از ۱۰۰ درجه سانتی‌گراد).

۵- مواد تشکیل دهنده سوند باید زیست سازگار باشند.

۶- استفاده آن توسط یک اپراتور انسانی آسان باشد، بهمین خاطر استفاده از مواد انعطاف پذیر شفاف^۱ در لوله سوند ترجیح داده می‌شود.

با توجه به توضیحات ذکر شده در طراحی سوند چون لوله در تماس مستقیم با سلول‌ها می‌باشد باید در جنس آن

نیست. همچنین زمان پاسخ این نوع سوند به مبدل سنجش (با توجه به موقعیت سطح فشار سیال و فاصله طولانی) آهسته است. علاوه بر این برای فشارسنجی حلق مناسب نیست، بخاطر اینکه حلق راه ورودی هوا است و سوند ممکن است باعث ناراحتی در بیمار شده و خطر استنشاق آب و خفگی را افزایش دهد.

با توجه به معایب ذکر شده برای سوندهای قبلی، امروزه از سنسور فشار مبتنی بر سیستم‌های میکروالکترومکانیکی (MEMS) برای اندازه‌گیری تغییرات فشار استفاده می‌شود که یک فناوری محبوب برای کاربرد در افزاره‌های پزشکی می‌باشد. سنسور فشار پیزو، مقاومتی در قالب سیلیکون است که در یک سوند فشارسنج برای تشخیص اختلالات بلع مورد استفاده قرار می‌گیرد. در این نوع سوند خواندن فشار توسط یک مبدل خارجی صورت می‌گیرد. سنسور مبتنی با فناوری سیستم‌های میکرو الکترومکانیکی بهترین دستگاه برای استفاده در نسل جدیدی از سوندهای فشارسنج است. مطالعات و آزمایشات متعددی بر روی سنسور فشار مبتنی بر فناوری سیستم‌های میکرو الکترو مکانیکی انجام شده و نتایج بدست آمده نشان می‌دهد که این سنسور دقت بسیار بالایی دارد [۳و۴]. همچنین این نوع سوند ناراحتی بیمار را کاهش می‌دهد و می‌توان چندین مرتبه از آن استفاده نمود. سوند فشارسنجی مبتنی با فناوری سیستم‌های میکروالکترو مکانیکی شامل سنسور فشار سنج، لوله سوند و یک کانکتور داده است.

در حال حاضر سوندهای فشارسنج حالت جامد مبتنی بر سیستم‌های میکرو الکترومکانیکی از نوع حسگر فشار خازنی هستند. این نوع سوند پاسخ خروجی غیر خطی دارد و نیاز به مدار تصحیح جبران فشار خروجی دارد. پس از جبران، این نوع سوند اندازه‌گیری دقیق از فشار دارد که با تغییرات دما با ثبات است. نقطه ضعف برای این سوند خازنی مبتنی بر سیستم‌های میکرو الکترو مکانیکی هزینه بالا در حدود ۹۵۰۰ الی ۲۰۰۰۰ دلاری است که ما را به

^۱ Transparent flexible materials

دقت شود. جنس لوله باید از مواد شفاف انعطاف پذیر با تطابق زیستی با بدن انتخاب شود.

۲.۲. بررسی مواد انتخابی برای لوله سوند

در طراحی یک میکروافزاره، انتخاب مواد نیز به اندازه‌ی طراحی ساختار آن از اهمیت برخوردار است. بخاطر اینکه مواد بر خواص الکتریکی و مکانیکی ساختار تاثیر مستقیمی دارند و پارامترهای مهمی همچون محدوده جابجایی، تلفات حرارتی، توان مصرفی و ولتاژ مورد نیاز، به نوع مواد وابسته‌اند. همچنین در کاربردهای بیولوژیکی باید به سازگاری زیستی یا شیمیایی مواد توجه شود. علاوه بر این، مواد روش ساخت را تعیین می‌کنند و می‌توان با انتخاب ماده مناسب هزینه‌های ساخت را کاهش داد [۸]. برای نیل به این هدف ما در طراحی خود از مواد پلیمری برای ساخت سوند استفاده می‌نماییم.

پلیمرها مزیت‌های زیادی نسبت به سیلیکون و سایر مواد مورد استفاده در صنعت میکروالکترونیک دارند. پلیمرها پروسه ساخت آسان، سریع و کم هزینه‌ای دارند. پلیمرها در کاربردهای پزشکی که نیاز به افزاره‌های یکبار مصرف هست می‌تواند بسیار مناسب باشد. این مواد همچنین سازگاری زیستی و شفافیت بالایی دارند. پلیمرها می‌توانند به عنوان فتورزیست استاندارد (از طریق اسپین^۱ یا اسپری^۲) می‌توان با طیف گسترده‌ای از ضخامت‌ها لایه نشانی نمود) و یا به عنوان یک ماده ساختاری استفاده شوند. هر کدام از پلیمرها مزایا و معایب خاص خود را دارند که به بررسی آنها خواهیم پرداخت تا بهترین نمونه انتخاب شود [۹].

PMMA را نمی‌توان با استفاده از لیتوگرافی UV الگوبرداری^۳ نمود و نیاز به اشعه ایکس، پرتو الکترونی^۴ یا پرتو یونی^۵ دارند که تجهیزات گران قیمت و تخصصی می‌باشند. میکروافزاره‌های پلی‌آمید ساخته شده معایبی همچون عدم استحکام و مشکلات ساخت، محدودیت ابعاد و ضخامت را دارند. علاوه بر این، میکروافزاره‌های مبتنی بر

پلی‌آمید با توجه به جذب رطوبت توسط پلی‌آمید مستعد شکستن هستند. PDMS یک پلیمر الاستومری^۵ با سازگاری زیستی خوب است که از ضعف پایداری شیمیایی رنج می‌برد. در حال حاضر SU8 به طور گسترده‌ای بعنوان رزیست منفی در کاربردهای با وضوح بالا استفاده می‌شود. آن دارای خواص مکانیکی خوب، از نظر شیمیایی پایدار و زیست سازگار است. محرک‌های مختلفی با استفاده از SU8 به عنوان یک ماده ساختاری گزارش شده است [۱۰]. با توضیحات ذکر شده PDMS می‌تواند بعنوان ماده سازنده لوله سوند استفاده شود و SU8 در محرک سوند استفاده شود.

۲.۳. محرک سوند

از توضیحات ذکر شده در بخش‌های قبلی این مقاله می‌توان دریافت که محرک سوند، نقش حیاتی را در عملکرد سوند بازی می‌کند که با توجه به الزامات طراحی انتخاب می‌شود. تا بحال محرک‌های متنوعی همچون محرک الکترواستاتیک، پیزوالکتریک، آلیاژهای حافظه‌دار، الکتروترمال، الکترومغناطیس و غیره ارائه شده اند که هر کدام مزایا و معایب خاص خود را دارند.

در پژوهش پیش رو ما از محرک الکتروترمال در طراحی سوند استفاده نموده‌ایم و با ترکیب مناسبی از مواد پلیمری و رسانا، به تغییر شکل‌های بزرگ در ولتاژ ورودی کم (ولتاژ ورودی ۲ ولت) دست یافته‌ایم. از مزیت‌های دیگر مواد پلیمری مورد استفاده شفافیت و زیست سازگاری آنها می‌باشد که می‌تواند مزیت بزرگی برای محرک الکتروترمال باشد. همچنین پلیمرها مدول یانگ پایینی^۶ دارند در نتیجه محرک الکتروترمال، نیروهای ملایمی را تولید می‌کند و به نمونه‌های ظریف بافت آسیب نمی‌رساند. پس با توضیحات ذکر شده محرک الکتروترمال با مواد پلیمری یک مکانیزم مقدم برای کاربردهای بیولوژیکی می‌باشد.

^۴ Ion beam

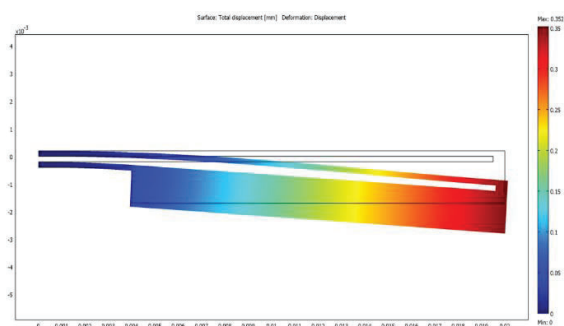
^۵ Elastomeric polymer

^۶ Young's modulus

^۱ Spin

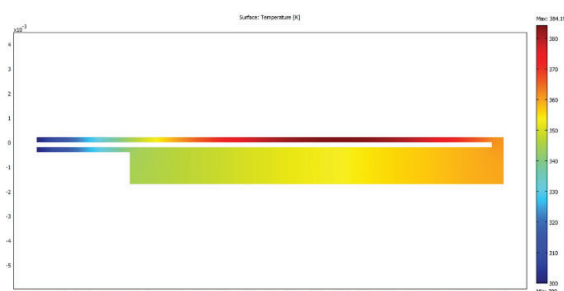
^۲ Pattern

^۳ Electron beam



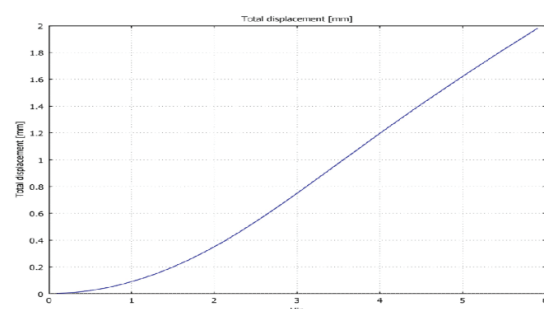
شکل ۲: توزیع جابجایی در محرک

تغییرات دما بر روی ساختار در شکل ۳ نشان داده شده است. با توجه به شکل بیشترین دمای تولیدی در نوک محرک بوده و برابر ۳۸۴,۱۹۱ درجه کلوین است.



شکل ۳: توزیع دما در محرک

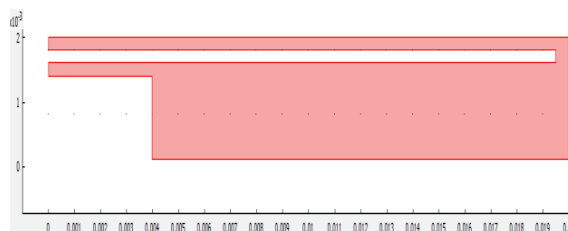
همچنین برای بدست آوردن میزان جابجایی و تغییرات دما بر اساس تغییرات ولتاژ، ولتاژ محرک از ۰ تا ۶ ولت با گام‌های ۰,۲ ولت جاروب شد که نمودار تغییرات جابجایی در نوک محرک بر اساس تغییرات ولتاژ که تقریباً بصورت خطی است در شکل ۴ نشان داده شده است.



هرگاه یکی از سبک‌های موجود در ستون سبک‌ها و قالب‌بندی‌ها را با ماوس انتخاب کنید، سبک و قالب‌بندی قسمتی که مکان‌نما روی آن قرار دارد مطابق با سبک انتخاب شده می‌شود.

۳. نتایج شبیه‌سازی

مهمترین مرحله در شبیه‌سازی یک ساختار ایجاد مدل هندسی آن می‌باشد. طرح پیشنهادی برای محرک سوند در شکل ۱ نشان داده شده است. این محرک از دو میله با سطح مقطع‌های متفاوت و طول‌های یکسان تشکیل یافته که از یک انتها به هم وصل‌اند و از آنها جریان الکتریکی عبور می‌کند. در اثر عبور جریان الکتریکی این میله‌ها از خود مقاومت‌های متفاوتی نشان می‌دهند و بدین ترتیب حرارت تولیدی نیز متفاوت خواهد بود. به همین خاطر یکی از میله‌ها انبساط حرارتی بیشتری داشته و در نتیجه باعث خمش شده و جابجایی ایجاد خواهد کرد. جنس محرک از آلومینیوم انتخاب شده و طول بازوی محرک ۲ سانتیمتر و ضخامت و فاصله هوایی بینشان ۲ میلی‌متر می‌باشد. برای شبیه‌سازی محرک از نرم‌افزار کامسول استفاده شده است و با شبیه‌سازی ساختار در حالت دو بعدی، مدت زمان لازم برای انجام تحلیل را کاهش داده‌ایم و فاکتورهای مهمی همچون ولتاژ اعمالی، جابجایی و حرارت تولیدی استخراج شد که در ادامه بر روی آنها بحث خواهد شد.



شکل ۱: محرک L شکل با دو بازو با طول‌های یکسان و سطح مقطع‌های مختلف

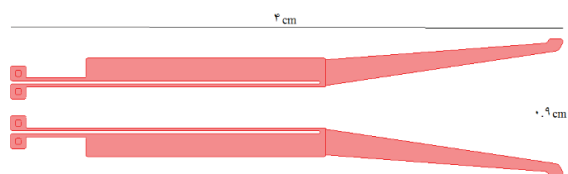
برای بدست آوردن میزان جابجایی به یکی از کنتاکت‌ها ولتاژ ۲ ولت اعمال شد و کنتاکت دیگر نیز بصورت زمین تعریف شد. تغییرات جابجایی بر روی ساختار در شکل ۲ نشان داده شده است. با توجه به شکل بیشترین جابجایی در نوک محرک بوده و برابر ۰,۳۵۲ میلی‌متر است.

۱۲	۰,۳۸۱۱	۳۸۵,۲۹۲
۱۴	۰,۳۸۵۱	۳۸۵,۲۸۲
۱۶	۰,۳۸۸۱	۳۸۵,۲۷۶
۱۸	۰,۳۹۰۴	۳۸۵,۲۷
۲۰	۰,۳۹۲۳	۳۸۵,۲۶۵
۳۰	۰,۳۹۸۲	۳۸۵,۲۵۲

بنابراین در طرح نهایی ما بازوی گرم محرک دارای ضخامت ۲ میلی‌متر و بازوی سرد نیز دارای ضخامت ۲۰ میلی‌متر خواهد بود.

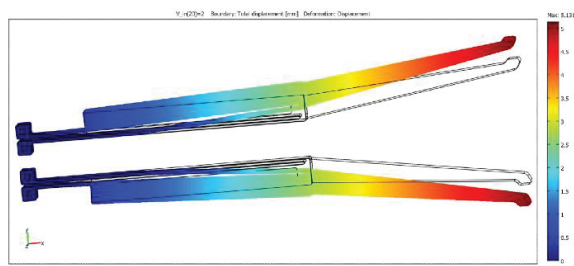
۴. طراحی سوند

در این بخش مقاله با توجه به توضیحات بخش‌های قبلی و با توجه به محرک پیشنهادی، طرح نهایی سوند را ارائه می‌کنیم. در داخل سوند از دو محرک استفاده می‌کنیم که شماتیک آن در شکل ۵ نشان داده شده است.



شکل ۵: محرک‌های سوند

برای بدست آوردن میزان جابجایی، به یکی از کنتاکت‌ها ولتاژ ۲ ولت اعمال شد و کنتاکت دیگر نیز بصورت زمین تعریف شد. توزیع جابجایی در شکل ۶ نشان داده شده است. با توجه به شکل بیشترین جابجایی در نوک محرک بوده و برابر ۵,۱۳ میلی‌متر است. بنابراین جابجایی کل برابر ۱۰,۲۶ میلی‌متر است.



شکل ۴: Error! No text of specified style in document.

نمودار تغییرات جابجایی بر اساس تغییرات ولتاژ در نوک محرک

برای اینکه بتوان بازده محرک را افزایش داد شرایط مختلف بررسی شد، در ادامه کار ضخامت بازوهای سرد و گرم تغییر داده شد تا تاثیرشان بر روی تغییرات دمای تولیدی و جابجایی بدست آید. نتایج تغییرات ضخامت بازوی گرم از ۱ تا ۳ میلی‌متر با گام‌های ۰,۵ میلی‌متری، در جدول ۱ نشان داده شده است. با توجه به جدول هر چقدر ضخامت بازوی گرم کمتر باشد، جابجایی ایجاد شده نیز افزایش یافته ولی از طرف دیگر حرارت ایجاد شده نیز افزایش می‌یابد.

جدول ۱: جدول تغییرات جابجایی و دما برحسب ضخامت بازوی گرم

ضخامت بازوی گرم (میلی‌متر)	بیشترین جابجایی تولیدی (میلی‌متر)	بیشترین دمای تولیدی (کلوین)
۱	۰,۸۱	۳۸۵,۴۶۳
۱,۵	۰,۶۵	۳۸۵,۳۵۶
۲	۰,۴۳	۳۸۵,۲۷۹
۲,۵	۰,۲۴	۳۸۵,۲۱۹
۳	۰,۱۲	۳۸۵,۱۷۲

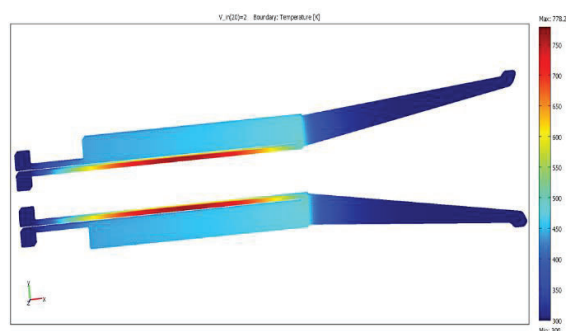
نتایج تغییرات بازوی سرد از ۱۰ تا ۳۰ میلی‌متر، در جدول ۲ نشان داده شده است. با توجه به جدول ۲، این بار هر چقدر ضخامت بازوی سرد افزایش یابد جابجایی ایجاد شده نیز افزایش خواهد یافت، ولی از طرف دیگر افزایش ضخامت باعث افزایش اندازه محرک می‌شود.

جدول ۲: جدول تغییرات جابجایی و دما برحسب ضخامت بازوی سرد

ضخامت بازوی سرد (میلی‌متر)	بیشترین جابجایی تولیدی (میلی‌متر)	بیشترین دمای تولیدی (کلوین)
۱۰	۰,۳۷۵۵	۳۸۵,۳۰۴

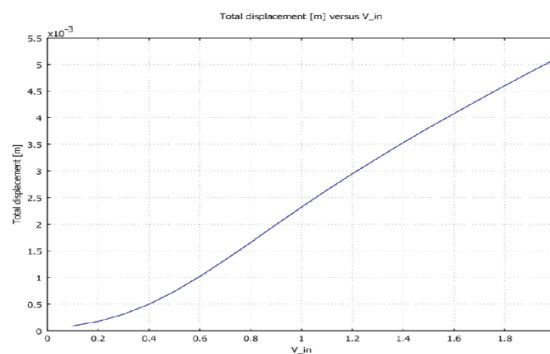
شکل ۶: توزیع جابجایی در محرک

توزیع دما در شکل ۷ نشان داده شده است. با توجه به شکل بیشترین توزیع دما در محرک برابر ۷۷۸,۲۶ درجه کلوین است. هرچقدر بطرف نوک محرک پیش می‌رویم این دما کاهش یافته و برابر ۳۰۳ درجه کلوین می‌شود.



شکل ۷: توزیع دما در محرک

همچنین نمودار تغییرات جابجایی در نوک محرک بر اساس تغییرات ولتاژ در شکل ۸ نشان داده شده است.



شکل ۸: نمودار تغییرات جابجایی در نوک محرک پیشنهادی بر اساس تغییرات ولتاژ

۵. نتیجه‌گیری

تمام پژوهش‌های انجام یافته در این پژوهش به منظور طراحی و شبیه‌سازی یک سوند بهینه جهت استفاده برای رفع انسداد مری می‌باشند. در این پژوهش مدل مناسبی جهت شبیه‌سازی سوند و بهبود طرح‌های موجود ارائه

گردید و با تغییر هندسه سوند و ارائه طرحی نو عملکرد آن بهبود یافت. طرح ابتکاری ارائه شده برای سوند جهت استفاده در موارد انسداد مری بسیار موثر خواهد بود.

۶. مراجع

- [1] Mineta, T., Mitsui, T., Watanabe, Y., Kobayashi, S., Haga, Y., & Esashi, M. (2001). Batch fabricated flat meandering shape memory alloy actuator for active catheter. *Sensors and Actuators A: Physical*, 88(2), 112-120.
- [2] Tung, A. T., Park, B. H., Liang, D. H., & Niemeyer, G. (2008). Laser-machined shape memory alloy sensors for position feedback in active catheters. *Sensors and Actuators A: Physical*, 147(1), 83-92.
- [3] Khoshnam, M., Khalaji, I., & Patel, R. V. (2015, September). A robotics-assisted catheter manipulation system for cardiac ablation with real-time force estimation. In *Intelligent Robots and Systems (IROS), 2015 IEEE/RSJ International Conference on* (pp. 3202-3207). IEEE.
- [4] Polygerinos, P., Seneviratne, L. D., Razavi, R., Schaeffter, T., & Althoefer, K. (2013). Triaxial catheter-tip force sensor for MRI-guided cardiac procedures. *IEEE/ASME Transactions on mechatronics*, 18(1), 386-396.
- [5] Matsuyama, T., Yoshikawa, K., Yamazaki, Y., Shikida, M., Matsushima, M., & Kawabe, T. (2013, January). Integration of catheter flow sensor onto tracheal intubation tube system. In *Micro Electro Mechanical Systems (MEMS), 2013 IEEE 26th International Conference on* (pp. 1037-1040). IEEE.
- [6] Gelman, D., Skanes, A. C., Tavallaei, M. A., & Drangova, M. (2016). Design and evaluation of a catheter contact-force controller for cardiac ablation therapy. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 63(11), 2301-2307.
- [7] Liu, J., Wang, Q., Wang, H., Li, Y., Hu, X., Cheng, J., & Dai, Y. (2016). Design and fabrication of a catheter magnetic navigation system for cardiac arrhythmias. *IEEE Transactions on Applied Superconductivity*, 26(4), 1-4.
- [8] Mochizuki, T., Hosaka, N., Tsurui, N., & Masuda, K. (2015, October). New discovery of thin catheter movement under acoustical

field of focused transducer. In Ultrasonics Symposium (IUS), 2015 IEEE International (pp. 1-4). IEEE.

[9] Daunton, R. (2013). An ion selective microgripper sensor device (Doctoral dissertation, Durham University).

[10] Hermosilla, B. S. (2008). A microgripper for single cell manipulation (Doctoral dissertation, Durham University).