

مقاله پژوهشی

DOR: 20.1001.1.24767131.1400.7.2.4.7

درصد همانندی: ۰٪

طراحی و شبیه‌سازی قیچی جراحی التراسونیک

محمدرضا ظفرخواه^۱، عبدالرضا اسرار^{۲*}، محمدرضا کازرانی وحدانی^۳

mr.zafarkhah@mut.ac.ir

asrara@mut.ac.ir

kazerani@mut.ac.ir

^۱ دانشجوی کارشناسی ارشد، مجتمع دانشگاهی هوادریا، دانشگاه صنعتی مالک اشتر

^{۲*} نویسنده مسئول، استادیار، مجتمع دانشگاهی هوادریا، دانشگاه صنعتی مالک اشتر

^۳ دانشیار، مجتمع دانشگاهی هوادریا، دانشگاه صنعتی مالک اشتر

تاریخ دریافت: ۱۴۰۱/۰۳/۱۷

تاریخ پذیرش: ۱۴۰۰/۱۱/۱۶

چکیده:

قیچی جراحی التراسونیک در بسیاری از عمل‌های جراحی و اورژانسی به کار برده می‌شود. این وسیله مزیت‌های فراوانی نسبت به روش‌های مشابه و سنتی خود دارد. برخی از این مزایا عبارت‌اند از: کاهش خون‌ریزی از رگ و مویرگ‌های موجود در بافت به کمک انعقاد هم‌زمان در حین برش بافت، ایجاد دود کمتر ناشی از سوختن بافت نرم و افزایش سرعت عمل پزشک جراح در حین انجام عمل جراحی. هدف از این پژوهش، طراحی و ساخت یک دستگاه قیچی جراحی التراسونیک است که تیغه آن قابل تعویض باشد. اهمیت قابلیت تعویض تیغه در آن است که بتوان از این بخش که با بافت بدن در تماس است، به صورت یک‌بارمصرف استفاده کرد. در این مقاله با استفاده از شبیه‌سازی و تحلیل المان محدود بخش‌های مختلف این سیستم شامل مبدل التراسونیک، بوسر و هورن، طراحی شده و سپس با تلفیق این سه بخش به یکدیگر، قیچی جراحی التراسونیک ساخته می‌شود. به علاوه گرمای تولیدشده با تیغه فعال قیچی جراحی التراسونیک روی بافت ماهیچه را شبیه‌سازی و در انتها حساسیت این دستگاه بررسی شده است. قیچی جراحی التراسونیک طراحی شده در این پژوهش در فرکانس تشدید ۵۷/۱ کیلوهرتز دارای بیشینه دامنه جابه‌جایی ۱۲۰ میکرومتر است. محدودیت‌هایی مانند جنس قطعات، ارگونومی و ابعاد قیچی جراحی التراسونیک، فرکانس کاری قیچی را به یک بازه کوچک محدود می‌کند و بدیهی است که فرکانس بالاتر، در صورت امکان اجرا، شرایط کاری مناسب‌تری را ایجاد می‌کند.

واژه‌های کلیدی: قیچی جراحی التراسونیک؛ مبدل التراسونیک؛ التراسونیک

۱. مقدمه

در سال ۱۸۹۱، بیوفیزیک‌دان فرانسوی دآرسونوال^۱ نشان داد که می‌توان جریان متناوب با فرکانس بالا را بدون ایجاد اثرات نامطلوب، از جمله مرگ، از بدن بیمار عبور داد. عبور جریان متناوب با فرکانس بالا باعث افزایش دمای بافت، بدون سوختگی یا درد می‌شود [۱]. براین اساس ساخت برشگرهای جراحی که بر مبنای انرژی و تولید گرما به وسیله عبور جریان برق متناوب بود، آغاز شد. در سال ۱۹۶۷، استپتو^۲ پس از بررسی نتایج حاصل از روش الکتریکی، اولین کتاب جامع را در این زمینه تدوین کرد، که در آن تکنیک پالمر^۳ را در استفاده از جراحی الکتریکی برای انعقاد روده و تقسیم آن مطرح کرد. این تکنیک عوارضی از جمله آسیب حرارتی روده و پارگی کنترل نشده بافت را به همراه داشت [۱]. نسل بعدی برشگرهای جراحی مبتنی بر انرژی، چاقوهای جراحی التراسونیک بودند.

اولین چاقوی التراسونیک جراحی در سال ۱۹۹۳ توسط آدمیرال^۴ ساخته شد و به چاقوی جراحی لاپاراسکوپي معروف شد. برش و انعقاد هم‌زمان رگ و مویرگ‌های خونی با این وسیله هم‌زمان انجام می‌شد [۲]. هنگام استفاده از چاقوی جراحی التراسونیک روی یک بافت، سه اثر اصلی بر بافت ایجاد می‌شود:

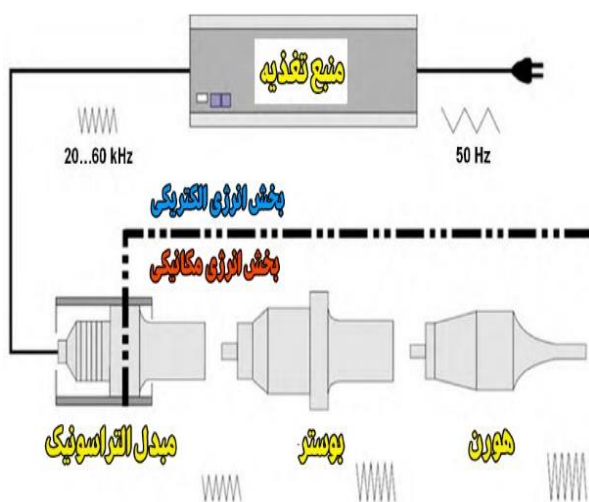
- (۱) کاویتاسیون؛
- (۲) برش خوردن بافت؛
- (۳) انعقاد بافت.

اما در قیچی‌های جراحی التراسونیک، بافت بین یک تیغه متحرک نوسان‌کننده و یک تیغه نگهدارنده ثابت می‌شود. ارتعاشات التراسونیک با فرکانس بالا تولید شده با قیچی جراحی التراسونیک، اثری به نام کاویتاسیون ایجاد می‌کند که در آن کلاژن و پروتئوگلیکان‌ها در بافت دنا توره می‌شوند، سپس با مایعات بافت ترکیب و منعقد می‌شوند. این منعقد شدن به دلیل دمای نسبتاً پایین تولید شده توسط قیچی جراحی التراسونیک به بافت‌هاست که اجازه می‌دهد آب موجود در بافت‌ها نجوشد، بلکه باقی بماند. در نتیجه، قیچی جراحی التراسونیک از نظر تئوری باید به آسیب کمتری به بافت جانبی در محل برش منجر شود، در نتیجه احتمال آسیب عصبی سهوی را کاهش می‌دهد [۳]. کاویتاسیون ناشی از میدان فشار نوسانی تیغه متحرک، باعث انقباض و انبساط مایع داخل سلول و بافت اطراف آن می‌شود. در مرحله انبساط فشار مایع درون سلول به

زیر فشار بخار آن کاهش می‌یابد و باعث ایجاد حباب‌های بخار در بافت می‌شود و در مرحله انقباض، فشار به سرعت بالا می‌رود و باعث ریزش (ترکیدن) حباب‌های بخار می‌شود که سبب ایجاد یک موج شوک در مایع درون سلولی می‌شود. این پدیده‌ها در مقیاس میکروثانه روی داده و در یک دوره تناوب، بافت شکافته می‌شود [۴]. در ادامه پروتئین موجود در بافت در اثر گرمای ایجاد شده ناشی از اصطکاک بین دو تیغه دنا توره‌ایون شده و موجب لخته شدن و انسداد رگ‌های خونی بافت می‌شود [۵].

در مقایسه با قیچی‌های جراحی الکتریکی و فرومغناطیسی، قیچی‌های جراحی التراسونیک مزیت‌های زیادی از قبیل: برش و بستن هم‌زمان رگ‌های بافت، کوتاه شدن مدت‌زمان جراحی، کاهش مقدار خونریزی، کاهش انتشار حرارت در بافت‌های جانبی که موجب کاهش صدمه می‌شود، ایجاد دود کمتر در حین سوزاندن بافت و ... دارند که در عمل‌های جراحی اهمیت بسیار زیادی دارند [۶-۸].

روند کار در قیچی‌های جراحی التراسونیک، در شکل ۱ به صورت شماتیک نمایش داده شده است. همان‌طور که در این شکل مشاهده می‌شود با اعمال یک ولتاژ متناوب الکتریکی با فرکانس ثابت در محدوده فرکانس ۲۰ KHz تا ۶۰ KHz به یک مبدل پیزوسرامیکی، انرژی الکتریکی به انرژی ارتعاش مکانیکی تبدیل می‌شود.



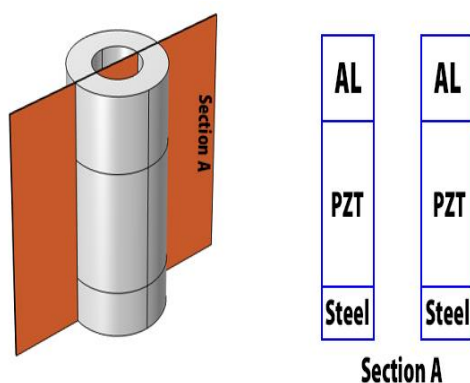
شکل ۱. شماتیک کلی دستگاه قیچی جراحی التراسونیک

حرکت ارتعاشی مبدل به وسیله بوستر تقویت شده و به هورن منتقل می‌شود. دامنه نوسان‌ها بار دیگر در هورن که همان تیغه متحرک

جدول ۱. اندازه‌های المان‌های پیزوسرامیک مورد استفاده

اندازه	نماد	پارامتر
۱۰ mm	OD	قطر خارجی
۵ mm	ID	قطر داخلی
۲ mm	TH	ضخامت
+Z	P	راستای قطبش
۷۵۵۰ kg/m ³	ρ	چگالی
۶۵ GPa	E	مودال یانگ
۲۹۳۴ m/s	V	سرعت صوت درون پیزوسرامیک

ساختار ابتدایی مبدل التراسونیک به صورت شماتیک شکل ۲ است. طبق این الگو که به مبدل تانپیلز معروف است، المان‌های پیزوسرامیک بین دو قطعه فلزی قرار می‌گیرند. همان‌طور که در ادامه خواهیم دید این المان‌ها به منظور افزایش دامنه بخش جلویی مبدل که به بوستر متصل می‌شود، اضافه می‌شوند. ما طراحی‌های اولیه خود را بر اساس این الگو انجام داده، سپس این الگو را با ایجاد تغییرات مناسب در شکل هندسی مبدل برای افزایش دامنه نوسان بهینه می‌کنیم.



شکل ۲. نمایش شکل ساختار ساده مبدل التراسونیک

برای افزایش دامنه امواج آکوستیکی تولیدشده در طول مبدل، بخش پستی مبدل‌های تانپیلز از جنسی انتخاب می‌شود که چگالی بیشتری نسبت به بخش جلویی دارد. به همین دلیل بخش پستی را از استیل گرید 316L و بخش جلویی آن را آلومینیم گرید 7075-T6 انتخاب می‌کنیم. ضخامت اولیه بخش‌های جلویی و پستی مبدل‌های

تیغه فعال قیچی است، تقویت و متمرکز می‌شود. در نهایت جابه‌جایی تیغه فعال در محدوده ۴۰ μm تا ۱۲۰ μm خواهد بود.

این نوسان باعث می‌شود، دما در ناحیه تیغه متحرک قیچی به ۵۰ °C تا ۳۰۰ °C میل کند [۹-۱۰]. هدف اصلی این پژوهش طراحی و ساخت مبدل، بوستر و هورن مناسب برای ساخت یک قیچی جراحی التراسونیک جراحی است. به این منظور از قواعد حاکم بر ارتعاش در فلزات و پیزوسرامیک‌ها و شبیه‌سازی در نرم‌افزار المان محدود کامسول، استفاده می‌کنیم. همچنین گرمای ایجادشده در بافت را شبیه‌سازی و در مورد حساسیت این قیچی بحث خواهیم کرد.

۲. مواد و روش‌ها

۲-۱. تحلیل مودال و به دست آوردن مدهای فرکانسی

"تحلیل مودال" عبارت است از آزمایشی که برای به دست آوردن توصیف ریاضی رفتار ارتعاشی یا دینامیکی سازه انجام می‌شود [۱۱]. با استفاده از تحلیل مودال می‌توان شکل مود و فرکانس طبیعی ارتعاشی سازه را به دست آورد. در ابتدا نیاز است که اجزای سازنده قیچی جراحی التراسونیک مورد استفاده را تحلیل مودال کرد تا مدهای ارتعاشی و فرکانس تشدید هر کدام از این اجزا را به دست بیاوریم، زیرا بسیار مهم است که برای ترکیب اجزا به یکدیگر و گرفتن بهترین کارایی، فرکانس تشدید و مد ارتعاشی هر دو جزء به هم نزدیک باشند. در این مقاله با استفاده از برنامه کامسول قطعات طراحی شده را تحلیل مودال می‌کنیم.

۳. تئوری و محاسبات

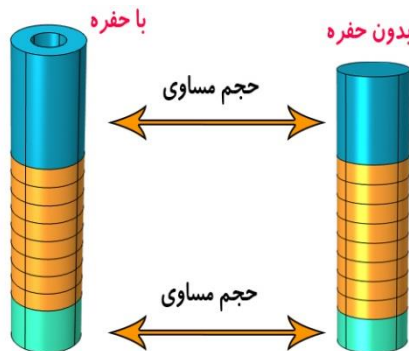
۳-۱. مبدل التراسونیک

عامل محدودکننده در طراحی مبدل اندازه المان‌های پیزوسرامیکی در دسترس است. پیزوسرامیک‌ها با توجه به ابعاد مناسب قیچی جراحی التراسونیک، انتخاب شدند. مشخصات المان‌های پیزوسرامیک انتخاب شده در جدول ۱ آورده شده است:

هر کدام از بخش‌های مبدل که از این روش محاسبه شده، در جدول ۲ آورده شده است.

جدول ۲. ضخامت نهایی بخش‌های جلویی و پشتی مبدل

ساختار	جنس	ضخامت (mm)	قطر (mm)
Head	Al 7075 T6	۱۲/۴۱	۱۰
PZT	PZT-4	۸ × ۲	۱۰
Tail	Steel 316L	۵/۳۷	۱۰



شکل ۳. تغییر ضخامت قسمت جلویی و پشتی مبدل التراسونیک بدون

تغییر حجم

ساختار نهایی مبدل قیچی جراحی التراسونیک مانند شکل ۴ خواهد بود که فرکانس تشدید ۵۷/۰۶۳ KHz دارد. نمودار امپدانس الکتریکی این مبدل در شکل ۵ مؤید این موضوع است. همان‌طور که در شکل ۵ مشاهده می‌شود، کمترین امپدانس را در فرکانس ۵۷/۰۶۳ KHz و بیشترین امپدانس در فرکانس تقریبی ۷۲ KHz به دست آورده‌ایم. در مبدل‌های تانپیلز، بیشترین توان ارتعاشی را در جایی تجربه خواهیم کرد که کمترین امپدانس وجود داشته باشد، بنابراین می‌توان گفت که به هدف خود رسیده‌ایم.

شکل ۶ توزیع فضایی دامنه ارتعاشات در سطح مقطع مبدل و در فرکانس تشدید را نشان می‌دهد. همان‌طور که بر اساس طراحی انتظار می‌رفت، بیشینه دامنه جابه‌جایی در وجه پیشین بخش جلویی مبدل رخ می‌دهد. همان‌طور که در این شکل دیده می‌شود جابه‌جایی در این وجه با دقت مناسبی کاملاً یکنواخت است.

تانپیلز از رابطه زیر بر این اساس محاسبه می‌شود که طول مبدل معادل نصف طول موج در فرکانس موردنظر باشد.

$$\tan \theta_c \tan \theta_l = \frac{Z_c}{Z_l} = R \quad (1)$$

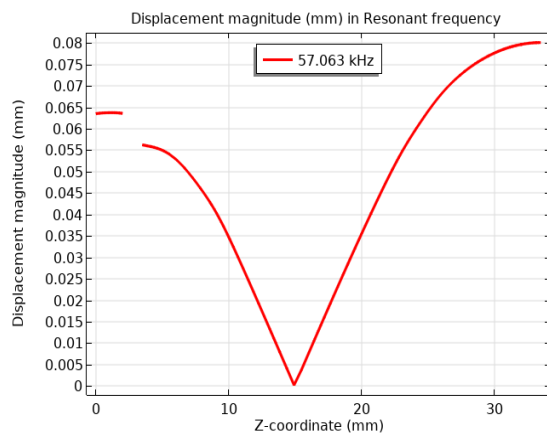
$$\theta_c = \frac{\omega c}{v_c} \text{ و } \theta_l = \frac{\omega a}{v_l} \quad \text{که در آن:}$$

در روابط بالا، A_c سطح مقطع پیزوسرامیک‌ها، A_l سطح مقطع بخش جلویی، v_c سرعت صوت درون پیزوسرامیک، v_l سرعت صوت درون بخش جلویی، ρ_c چگالی پیزوسرامیک استفاده شده، ρ_l چگالی بخش جلویی، θ_c طول فاز قسمت پیزوسرامیک، θ_l طول فاز قسمت جلویی مبدل، ω فرکانس زاویه‌ای تشدید و Z_l امپدانس بخش جلویی مبدل، Z_c امپدانس پیزوسرامیک مورد استفاده در مبدل و R نسبت امپدانس خواهد بود. لازم است چگالی بخش‌های مختلف، مدول یانگ و فرکانس تشدید برای محاسبه ضخامت بخش‌های مبدل، معلوم باشد.

در ابتدا فرض می‌کنیم که مبدل تانپیلز همانند شکل ۲ توخالی است؛ اما در عمل نیاز است که طراحی فیزیکی مبدل التراسونیک طوری باشد که بتوان آن را به بوستر و هورن متصل نمود. به همین منظور طبق شکل ۳ تغییری را در ساختار مبدل ایجاد می‌کنیم. به این منظور با مساوی قرار دادن حجم بخش‌های جلویی و پشتی مبدل در حالت‌های توخالی و توپر، ضخامت این دو بخش را در حالت توپر را به دست می‌آوریم. شبیه‌سازی المان محدود مبدل در این حالت نشان می‌دهد که فرکانس تشدید بدون تغییر باقی مانده است.

به دلیل ملاحظات عملی لازم است شکل بخش‌های جلویی و پشتی طوری تغییر کند که مناسب اتصال به بوستر باشد. تغییرات مرحله‌به‌مرحله انجام می‌شود و در هر مرحله با تغییر ضخامت بخش‌های جلویی و پشتی مبدل و انجام محاسبه المان محدود، فرکانس تشدید را به مقدار موردنظر اصلاح می‌کنیم. ضخامت نهایی

شکل ۷ دامنه ارتعاشات را در فرکانس تشدید در امتداد محور اصلی مبدل نشان می‌دهد. مشاهده می‌شود دامنه حرکت در وجه پیشین سطح جلویی مبدل ۱/۳۳ برابر بخش پشتی می‌باشد که این ناشی از انتخاب استیل برای بخش پشتی و آلومینیم برای بخش جلویی مبدل می‌باشد.



شکل ۷. دامنه جابه‌جایی ارتعاشات مکانیکی تولیدشده به وسیله مبدل در امتداد محور اصلی مبدل

۳-۲. بوستر

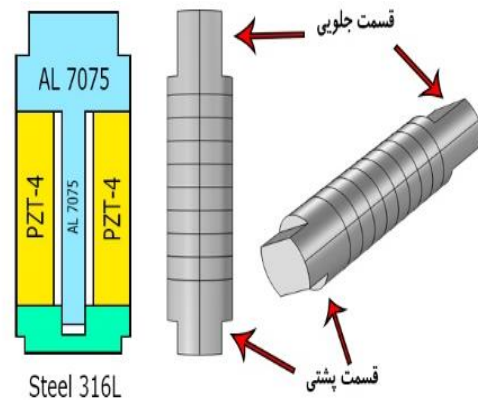
گام بعدی، تقویت دامنه ارتعاشات مکانیکی تولیدشده مبدل است. نکته اصلی در این مرحله آن است که فرکانس تشدید مد طولی بوستر برابر با فرکانس تشدید مبدل باشد؛ بنابراین طول بوستر باید نصف طول موج در فرکانس تشدید مبدل باشد. طول موج نوسان با استفاده از رابطه زیر به دست می‌آید:

$$\lambda = \frac{c}{f} \quad (2)$$

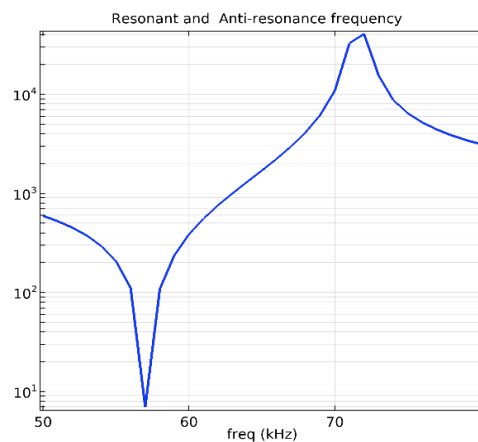
که در آن، f فرکانس تشدید مبدل است. سرعت صوت در یک جامد از رابطه زیر محاسبه می‌شود:

$$C = \sqrt{\frac{E}{\rho}} \quad (3)$$

که در آن E مدول یانگ و ρ چگالی فلز است. بوستر از جنس آلومینیوم انتخاب شد زیرا رسانایی گرمایی بسیار بالایی دارد و با انتقال حرارت از مبدل مانع گرم شدن قیچی و ایجاد آسیب به پیروسرامیک‌ها خواهد شد.

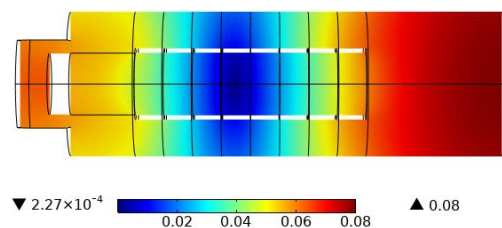


شکل ۴. مبدل تانپیلز التراسونیک طراحی شده



شکل ۵. فرکانس تشدید و آنتی تشدید مبدل التراسونیک

freq(74)=57.063 kHz Slice: Displacement magnitude (mm)



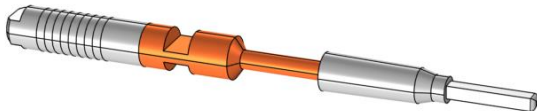
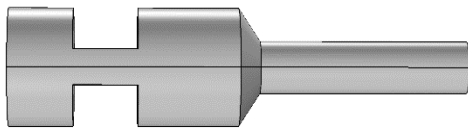
● محل قرارگیری هوا در درون ساختار مبدل

شکل ۶. جابه‌جایی ارتعاشات مکانیکی تولیدشده در درون مبدل

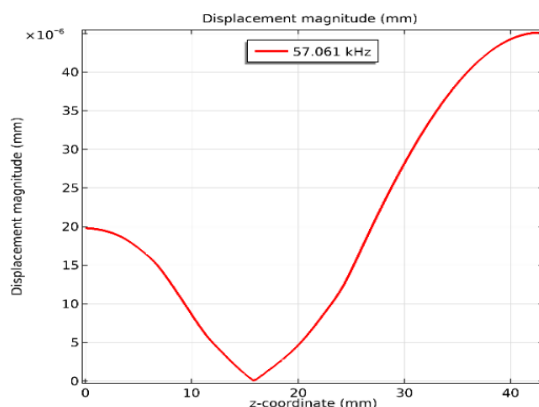
جدول ۳. ویژگی های آلومینیوم مورد استفاده برای بوستر قیچی

مقدار (Amount)	واحد (Units)	نماد (symbol)	ویژگی (Property)
۲۸۱۰	Kg/m ³	ρ	Density
۷۱/۷	GPa	E	Young's modulus
۰/۳۳	----	ν	Poisson's ratio

شکل ۹ را برای به دست آوردن فرکانس تشدید ۵۷/۰۶۱ KHz تنظیم می کنیم.



شکل ۹. بوستر طراحی شده



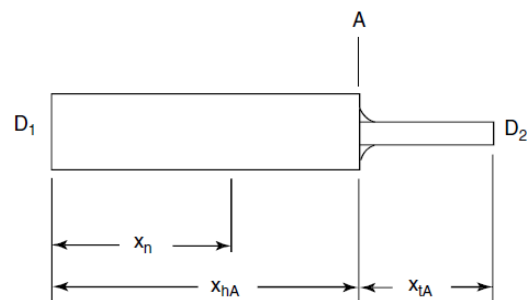
شکل ۱۰. دامنه جابه جایی بوستر

شکل ۱۰ اندازه دامنه ارتعاشات در امتداد محور بوستر را در فرکانس تشدید نشان می دهد. مشاهده می شود بهره بوستر که به صورت نسبت دامنه جابه جایی در سطح مقطع جلویی بوستر به دامنه در سطح مقطع پشتی آن تعریف می شود، طبق شکل ۱۰ برابر ۲/۲ است.

۳-۳. هورن

اصول عملکرد هورن (تیغه متحرک) مانند بوستر است. به این معنی که دامنه ارتعاشات در آن با کاهش سطح مقطع تقویت می شود. علاوه بر این با توجه به اینکه هورن بخشی از سیستم است که در تماس با بافت قرار می گیرد، باید الزامات خاصی را از این بابت برآورده سازد. برای آنکه ارتعاشات در سطح مقطع تماس به طور

با انجام محاسبات، سرعت صوت درون آلومینیوم مورد استفاده برابر با $5051 \frac{m}{s}$ و مقدار نصف طول موج برابر با $0.05051 m$ به دست آمده است. تقویت دامنه ارتعاشات در بوستر با کاهش قطر در امتداد طول بوستر انجام می شود. (شکل ۸)



شکل ۸. ساختار ابتدایی یک بوستر پله ای

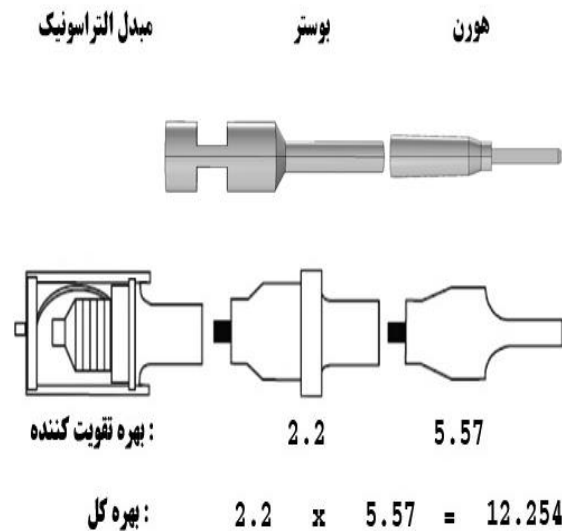
بهره بوستر، ناشی از کاهش قطر، با استفاده از رابطه ۴ محاسبه می شود:

$$Gain = \frac{\xi_2}{\xi_1} = \frac{S_1 \cos\left(\frac{\omega x_{hA}}{c}\right)}{S_2 \cos\left(\frac{-\omega x_{tA}}{c}\right)} \quad (4)$$

در این رابطه، $\omega = 2\pi f$ برابر با فرکانس زاویه ای، x_{hA} طول قسمت اول بوستر، x_{tA} طول قسمت انتهایی بوستر، c سرعت صوت درون بوستر، S_1 سطح مقطع قسمت ابتدایی بوستر و S_2 سطح مقطع قسمت انتهایی بوستر خواهد بود.

بوستر شکل ۸ ایده آل است. با توجه به الزامات عملیاتی در ساخت بوستر و مونتاژ آن با مبدل، لازم است شکل بوستر مطابق شکل ۹ تغییر کند. این موضوع باعث تغییر فرکانس و بهره تقویت بوستر می شود؛ بنابراین با استفاده از شبیه سازی المان محدود، طول بوستر

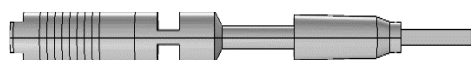
همان‌طور که در این شکل مشاهده می‌شود، در این طراحی بهره نهایی هورن با توجه به تغییرات اعمال شده ۵/۵۷ شده است. بنابراین بهره کل مجموعه بوستر و هورن که از ضرب بهره هر یک از این المان‌ها به دست می‌آید، برابر است با ۱۲/۲۵۴.



شکل ۱۳. بهره کل تقویت شونده بوستر با هورن

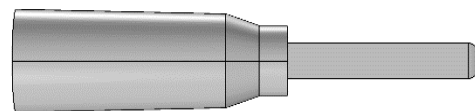
۴-۳. قیچی التراسونیک

سیستم قیچی التراسونیک از تلفیق سه بخش مبدل، بوستر و هورن ساخته می‌شود (شکل ۱۴). پس از اتمام طراحی و شبیه‌سازی این بخش‌ها، این سیستم مورد تحلیل المان محدود قرار گرفت. نمودار امپدانس الکتریکی این مجموعه در شکل ۱۵ نمایش داده شده است. همان‌طور که در این شکل دیده می‌شود، فرکانس سیستم قیچی التراسونیک (نقطه کمینه امپدانس) ۵۷/۱ KHz است که نسبت به فرکانس طراحی ۵۷/۰۶۹ KHz دارای خطای ۰/۰۵ درصد است. این خطای ناچیز نشان‌دهنده دقت طراحی انجام شده است.

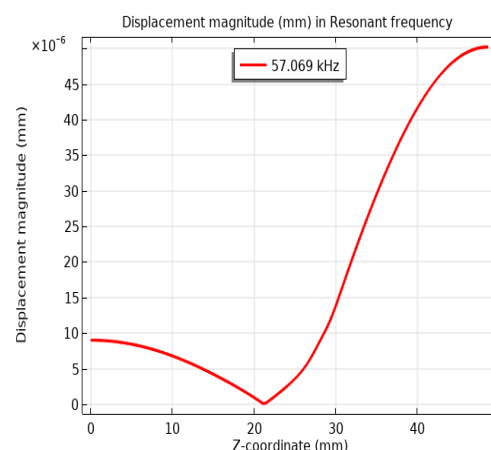


شکل ۱۴. ساختار قیچی التراسونیک طراحی شده

کامل از بوستر و هورن منتقل شود جنس هورن از آلومینیم گرید ۷۰۷۵-T6 انتخاب شد. سطح مقطع ابتدای هورن مساوی سطح مقطع بخش جلویی بوستر است. با اتخاذ بهره ۵ و با فرض اینکه تغییر سطح مقطع در وسط هورن رخ دهد، سطح مقطع انتهای هورن با استفاده از رابطه ۴ در فرکانس ۵۷/۰۶۹ KHz محاسبه شد. برای انتقال مناسب ارتعاشات بهتر است تغییر سطح مقطع به صورت ناگهانی نباشد. به این منظور هندسه هورن همانند شکل ۱۱ اصلاح شد. پس از این اصلاحات هورن با تحلیل المان محدود مورد بررسی قرار گرفت و طول بهینه آن برای محاسبه فرکانس تشدید ۵۷/۰۶۹ KHz استخراج شد. شکل ۱۲ نحوه تغییرات دامنه ارتعاش در امتداد محور هورن نمایش داده شده است.



شکل ۱۱. هورن طراحی شده در شبیه‌سازی‌ها



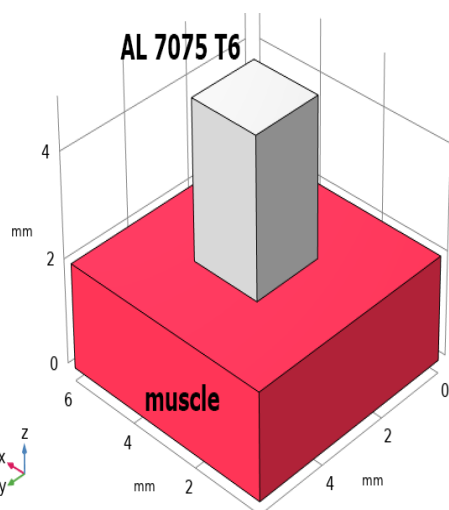
شکل ۱۲. دامنه جابه‌جایی هورن طراحی شده

همان‌طور که در شکل مشخص است، بیشترین دامنه ارتعاشات مکانیکی در انتهای هورن که در واقع سر قیچی است، اعمال شده است.

۳-۵. بررسی گرما می تولید شده در تیغه قیچی التراسونیک

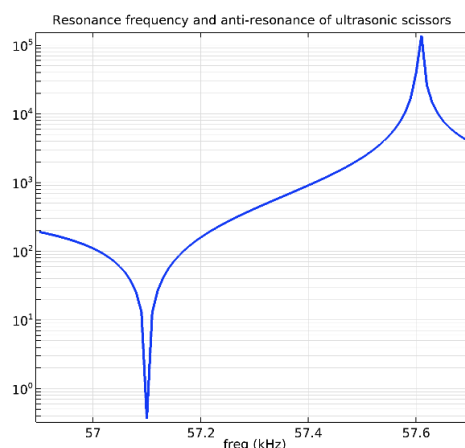
درواقع می‌شود گفت، هدف اصلی از تولید و تقویت این ارتعاشات التراسونیک، ایجاد گرما بین تیغه و بافت با اصطکاک است. نوسانات التراسونیک در یک راستا بر روی بافتی که در زیر تیغه قرار دارد، موجب ایجاد گرما می‌شود و این گرما، بافت را می‌سوزاند.

برای اطمینان از اینکه دامنه ارتعاشی تولید شده به وسیله قیچی می‌تواند در ولتاژ کاری سبب سوختن بافت شود، از تحلیل المان محدود استفاده می‌کنیم. شماتیک و هندسه سیستم شبیه‌سازی شده در شکل ۱۸ نمایش داده شده است.

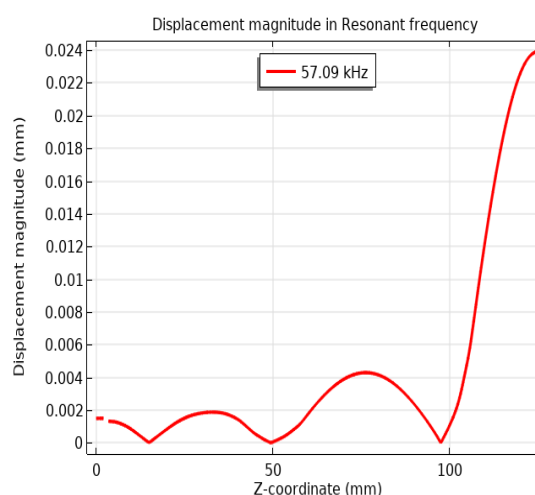


شکل ۱۸. شماتیک سیستم طراحی شده برای تحلیل گرمای ایجاد شده در بافت، بخش بالایی به عنوان تیغه قیچی و بخش پایینی، بافت قرار گرفته زیر تیغه است.

در این شبیه‌سازی قسمتی از تیغه قیچی التراسونیک را به صورت یک المان جدا با ابعاد ۲ mm در ۲ mm و ارتفاع ۳ mm در نظر گرفته‌ایم و آن را روی بافتی از جنس ماهیچه که در کتابخانه نرم‌افزار کامسول موجود است، قرار می‌دهیم. این بافت به صورت مکعب مستطیلی به ضخامت ۲ mm، طول و عرض ۶ mm در ۶ mm در نظر گرفته شده است. مشخصات بافت مورد استفاده در جدول ۴ آورده شده است.



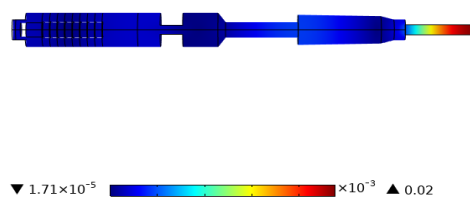
شکل ۱۵. فرکانس تشدید و آنتی تشدید قیچی التراسونیک



شکل ۱۶. دامنه جابه‌جایی در قیچی التراسونیک در ولتاژ ۱ ولت

دامنه جابه‌جایی مبدل در فرکانس ۵۷/۱ KHz و در امتداد محور مبدل در شکل ۱۶ نمایش داده شده است. بر اساس این شکل بهره تقویت سیستم مطابق انتظار حدود ۱۲/۲ است. همچنین توزیع دامنه جابه‌جایی در سطح مقطع مبدل در شکل ۱۷ نمایش داده شده است.

freq(10)=57.09 kHz Slice: Displacement magnitude (mm)

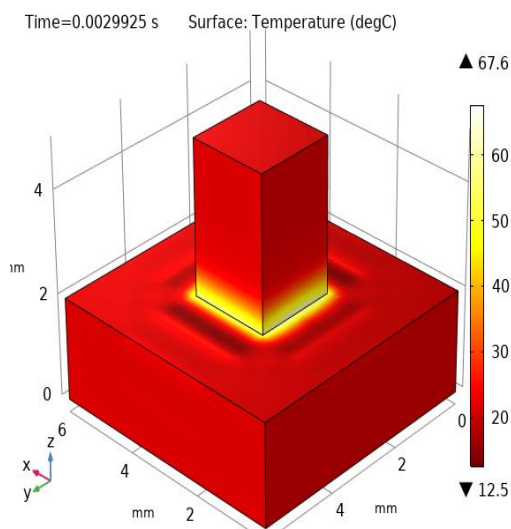


شکل ۱۷. دامنه جابه‌جایی درون قیچی التراسونیک در طول آن

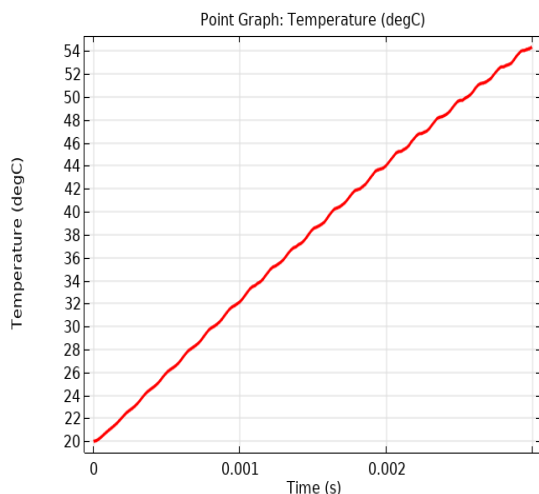
جدول ۴. مشخصات بافت ماهیچه‌ای مورد استفاده در شبیه‌سازی

مقدار (Amount)	واحد (Units)	نماد (symbol)	ویژگی (Property)
۱۰۹۰	Kg/m ³	ρ	Density
۰/۴۹	W/(m·K)	---	THERMAL CONDUCTIVITY
۳۴۲۱	J/(kg·K)	---	HEAT CAPACITY

در حین کار بر تیغه قیچی وارد می‌شود، در راستای قائم (خلاف جهت محور Z) فشاری معادل ۱۰ N روی المان تیغه قیچی اعمال می‌شود. نتیجه شبیه‌سازی در شکل‌های ۲۰ و ۲۱ نمایش داده شده است.



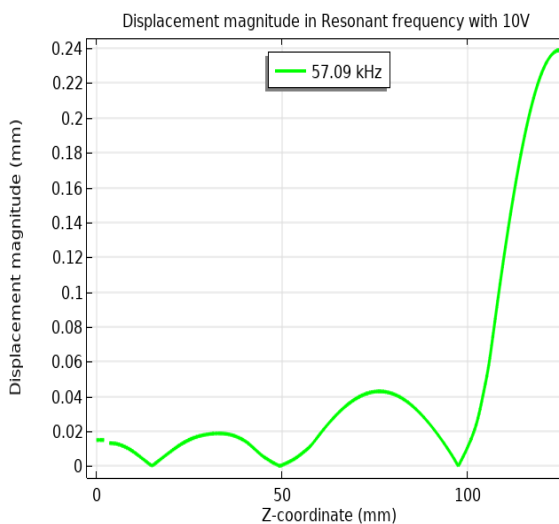
شکل ۲۰. نمایش گرمای ایجاد شده به وسیله اصطکاک



شکل ۲۱. دمای نقطه‌ای لبه المان در زمان ۳ ms

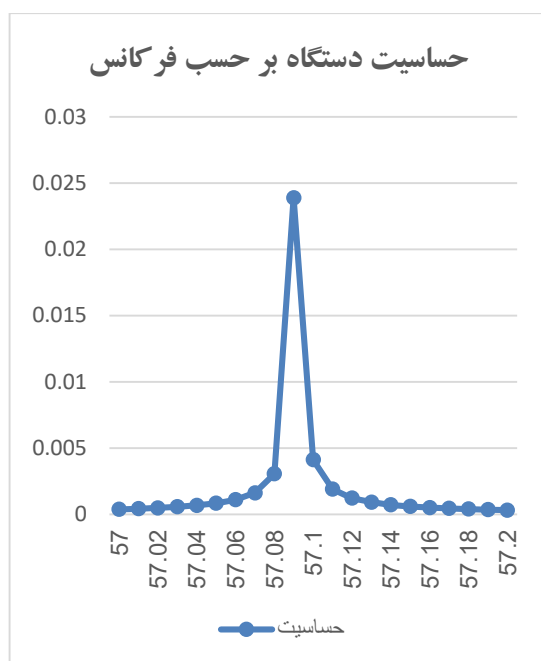
شکل ۲۰ توزیع دما در بافت و تیغه قیچی را پس از مدت زمان ۳ ms از شروع ارتعاشات نمایش می‌دهد. همان‌طور که

در طراحی‌هایی که انجام داده‌ایم، فرکانس تشدید کل دستگاه قیچی التراسونیک برابر شد با ۵۷/۱ KHz که دارای بیشترین جابه‌جایی برابر با ۲۴ μm در دامنه ولتاژ ۱ V است. با ۱۰ برابر کردن دامنه ولتاژ اعمالی بیشترین دامنه جابه‌جایی در نوک تیغه قیچی جراحی التراسونیک برابر با ۲۴۰ μm خواهد شد (شکل ۱۹). علت افزایش ولتاژ اعمالی به قیچی التراسونیک، رسیدن به میزان دامنه جابه‌جایی در تیغه فعال قیچی التراسونیک است. افزایش دامنه جابه‌جایی عملکرد بهتر قیچی را به همراه خواهد داشت.



شکل ۱۹. افزایش دامنه جابه‌جایی به وسیله افزایش ولتاژ

فرض بر این است که مجموعه از اطراف ایزوله است و تبادل گرمایی با هوا ندارد. به دلیل رسانایی گرمایی اندک هوا این فرض به شکل مناسبی با واقعیت همخوانی دارد. گرمای تولید شده ناشی از اصطکاک به قدری سریع تولید می‌شود که فرصت تبادل با هوا را ندارد و درون المان باقی می‌ماند. به منظور شبیه‌سازی نیرویی که



شکل ۲۲. نمودار میزان حساسیت قیچی جراحی التراسونیک

۴. یافته‌ها

شبیه‌سازی‌های انجام‌شده برای مبدل التراسونیک نشان می‌دهد که هر چه شعاع استوانه داخلی که قسمت جلویی و پشتی مبدل را به هم متصل می‌کند، بیشتر شود، فرکانس تشدید مبدل نیز افزایش پیدا می‌کند و دامنه جابه‌جایی مبدل با افزایش شعاع استوانه داخلی و ضخامت قسمت پشتی مبدل، کاهش پیدا می‌کند. با استفاده از لبه پخ در انتهای مبدل التراسونیک، فرکانس مبدل افزایش پیدا می‌کند ولی میزان بهره تقویت‌کنندگی مبدل کاهش نسبی پیدا می‌کند. همچنین با ایجاد گپ هوا در انتهای مبدل، باعث افزایش فرکانس مبدل خواهیم شد. نکته بسیار مهم در طراحی‌های صورت گرفته، این است که حتماً باید فرکانس‌های تشدید بوستر و هورن تا حد امکان یکسان باشند تا نتیجه کار با تغییر فرکانس همراه نباشد. از طرفی باید در نظر داشت که نقاط گره‌ای به وجود آمده در طول کل قیچی جراحی التراسونیک، جایگاه مناسبی برای اتصال به بدنه نگهدارنده پلاستیکی است. این نقاط در شکل ۲۳ مشخص شده است. نقاط گره‌ای با خط چین طلایی‌رنگ بر روی شکل ۲۳ مشخص شده است.

دیده می‌شود، بیشینه دما در محل اتصال تیغه به بافت ایجاد می‌شود. با دور شدن از تیغه در هر راستا، دمای بافت به صورت نوسانی افت می‌کند تا در فواصل دور به دمای محیط میل کند.

شکل ۲۱ مقدار دما در یک نقطه در لبه محل اتصال تیغه به بافت را در یک بازه ۳ ms از ابتدای شروع ارتعاش نشان می‌دهد. مشاهده می‌شود که دما در این نقطه به صورت تقریباً یکنواخت با زمان افزایش می‌یابد و به دمای ۵۴ درجه سانتی‌گراد می‌رسد. فرکانس نوسان‌های ریزی که روی نمودار دیده می‌شود با فرکانس دامنه ارتعاش‌ها همخوانی دارد. از سوی دیگر دامنه افزایش دما با گذشت زمان اندکی کاهش می‌یابد که ممکن است ناشی از انتشار گرما در محیط بافت باشد.

لازم به یادآوری است که هدف در این شبیه‌سازی، نشان دادن اثر ایجاد گرما به وسیله اصطکاک ناشی از ارتعاشات تیغه قیچی جراحی التراسونیک روی بافت بوده است. اگر مدت زمان شبیه‌سازی را بیشتر کنیم، بدیهی است که افزایش دمای بیشتری را مشاهده خواهیم کرد. همچنین بافتی که شامل پروتئین می‌شود، ارتعاشات التراسونیک تیغه، انرژی اصطکاکی را به بافت‌ها منتقل می‌کند که باعث می‌شود، پروتئین‌ها با جدا کردن پیوندهای هیدروژنی در دماهای بین ۶۰ تا ۸۰ درجه سانتی‌گراد، دناتوره شوند [۵]. بنابراین حداقل دما برای هدف تعریف‌شده این وسیله ۶۰ تا ۸۰ درجه سانتی‌گراد است.

۳-۶. بررسی پاسخ فرکانسی قیچی جراحی التراسونیک

برای بررسی میزان پاسخ فرکانسی دستگاه، بیشترین دامنه جابه‌جایی را به دامنه ولتاژ اعمالی به دستگاه، تقسیم می‌کنیم. نتایج در شکل ۲۲ در بازه فرکانسی ۵۷ KHz الی ۵۷/۲ KHz نمایش داده شده است.

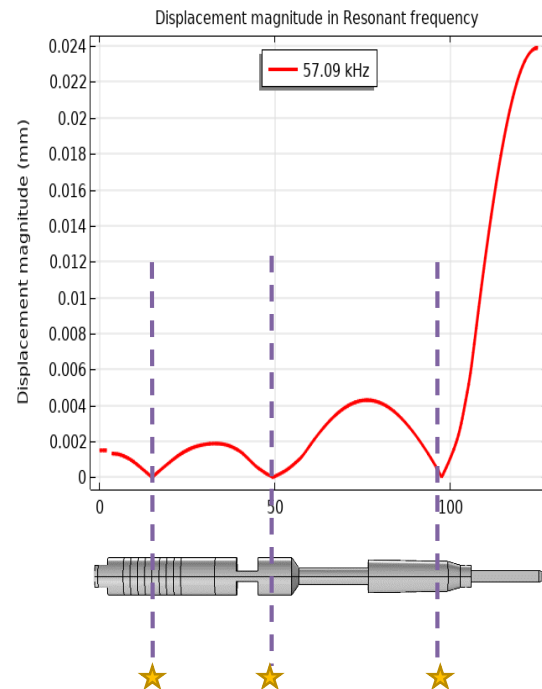
۵. بحث

طبق تحقیقی که در دانشگاه SAINS کشور مالزی در سال ۲۰۱۹ درباره نحوه ساخت و عملکرد قیچی جراحی التراسونیک انجام شد، قیچی جراحی ساخته شده در فرکانس تشدید $23/9 \text{ KHz}$ با دامنه جابه‌جایی حدود $40 \mu\text{m}$ امکان سوزاندن بافت نرم بدن مرغ را در مدت زمان $16/6$ ثانیه با دمای $81/7$ سانتی‌گراد ایجاد کرده بود [۱۲]. در تحقیق انجام شده مدت زمان زیادی برای انجام عمل سوزاندن و جدا کردن بافت صرف شده بود. برای جبران این مسئله می‌توان فرکانس کاری دستگاه را افزایش داد که این موضوع به دو صورت امکان‌پذیر است. نخست کاهش قطر داخلی، خارجی و ضخامت پیروسرامیک‌ها و دوم استفاده از هندسه مناسب‌تر برای ساخت هورن و بوستر. در این مقاله سعی شده است که حداکثر دامنه جابه‌جایی و فرکانس متناسب با محدودیت‌های ارگونومی، ابعادی و جنس قیچی به دست آید که موجب کاهش زمان عمل سوزاندن و شکاف بافت‌ها در حین عمل جراحی خواهد شد. با استفاده از شبیه‌سازی‌های صورت گرفته در این مقاله توانسته‌ایم به دامنه جابه‌جایی حدود $125 \mu\text{m}$ در قسمت تیغه فعال قیچی التراسونیک و فرکانس ارتعاشی $57/1 \text{ KHz}$ دست پیدا کنیم که شرایطی بهتر از تحقیق [۱۲] را ارائه خواهد داد.

انواع دیگری از قیچی‌های جراحی مبتنی بر انرژی وجود دارد که مرسوم‌ترین آن‌ها قیچی‌های جراحی دوقطبی است که برای ایجاد گرما از فرکانس RF بین دو فک قیچی استفاده می‌کند؛ اما قیچی‌های جراحی التراسونیک کم‌خطرترین در نوع خود هستند زیرا جریان الکتریکی درگیر نیست و انتقال حرارتی از تیغه به بافت‌ها نسبت به قیچی‌های جراحی دوقطبی کمتر است. این ویژگی‌ها باعث می‌شود که قیچی‌های جراحی التراسونیک برای جراحی مناسب‌تر باشند، به‌ویژه برای زمانی که حفاظت از عملکرد رگ‌های عصبی مهم است [۱۳].

۶. نتیجه‌گیری

در این مقاله پس از مرور اجمالی درباره نحوه شبیه‌سازی و ساخت مبدل التراسونیک و تطبیق نتایج به دست آمده از طراحی تئوری با شبیه‌سازی‌های کامپیوتری، نحوه افزایش دامنه ارتعاشات تولید شده



شکل ۲۳. مشخص شدن نقاط گره‌ایی قیچی التراسونیک

کم بودن دامنه جابه‌جایی، افزایش زمان برش را به همراه دارد، بنابراین بهتر است که هدف‌گذاری طرح به سمت افزایش دامنه نوسان نوک قیچی باشد. در تحقیق حاضر، سعی بر این شده است که حداکثر دامنه جابه‌جایی و فرکانس با استفاده از شبیه‌سازی‌ها به دست آید که موجب کاهش زمان عمل سوزاندن و شکاف بافت‌ها در حین عمل جراحی خواهد شد. به همین علت است که فرکانس تشدید قیچی جراحی التراسونیک را در بازه ۵۵ تا ۶۰ کیلوهرتز انتخاب کرده‌ایم تا از لحاظ ارگونومی ساخت و توان به یک تعادل مناسب برسیم.

با استفاده از شبیه‌سازی‌های صورت گرفته در این مقاله توانسته‌ایم به دامنه جابه‌جایی حدود $125 \mu\text{m}$ در قسمت تیغه فعال قیچی جراحی التراسونیک دست پیدا کنیم؛ همچنین با استفاده از پیرو سرامیک‌هایی که در بازار موجود بوده است و انتخاب هندسه ساختاری مناسب هورن و بوستر به فرکانس ارتعاشی $57/1 \text{ KHz}$ رسیده‌ایم که موجب کاهش شدید مدت زمان سوزاندن و شکاف بافت در حین عمل جراحی خواهد شد.

- DJ. Harmonic scalpel versus cold knife dissection in superficial parotidectomy. *Otolaryngology—Head and Neck Surgery*. 2004 Oct;131(4):397-400.
- [4] Lockhart R, Friedrich F, Briand D, Margairaz P, Sandoz JP, Brossard J, Keppner H, Olson W, Dietz T, Tardy Y, Meyer H. Silicon micromachined ultrasonic scalpel for the dissection and coagulation of tissue. *Biomedical microdevices*. 2015 Aug;17(4):1-2.
- [5] Monfared A, Terris DJ. Harmonic scalpel tonsillectomy: technical considerations. *Operative Techniques in Otolaryngology-Head and Neck Surgery*. 2002 Jun 1;13(2):155-7.
- [6] Upadhyay A, Gupta AK, Karigoudar A, Gupta N, Krishnegowda U, Naskar D, Durga CK. A comparative study between ultrasonic dissector versus conventional methods in achieving haemostasis in thyroid surgery. *Hellenic Journal of Surgery*. 2016 Nov;88(6):410-4.
- [7] Hefermehl LJ, Largo RA, Hermanns T, Poyet C, Sulser T, Eberli D. Lateral temperature spread of monopolar, bipolar and ultrasonic instruments for robot-assisted laparoscopic surgery. *BJU international*. 2014 Jan 22;114(2):245-52.
- [8] Lyons S, Kee DN. Laparoscopic energy sources. *O&G Magazine*. 2015;17(4).
- [9] Dutta DK, Dutta I. The harmonic scalpel. *The Journal of Obstetrics and Gynecology of India*. 2016 Jun;66(3):209-10.
- [10] Kim FJ, Chammas MF, Gewehr E, Morihisa M, Caldas F, Hayacibara E, Baptistussi M, Meyer F, Martins AC. Temperature safety profile of laparoscopic devices: Harmonic ACE (ACE), Ligasure V (LV), and plasma trisector (PT). *Surgical endoscopy*. 2008 Jun;22(6):1464-9.
- [11] ملک زاده فرد کرامت، کاویان پور مبین. تحلیل مودال و کاربرد آن در مهندسی. تهران: دانشگاه صنعتی مالک اشتر؛ ۱۳۹۲.
- [12] Ngo YB, Ripin ZM, Yi CP, Ridzwan MI, Ali WM, Awang B. Development of an ultrasonic scalpel. In: *IOP Conference Series: Materials Science and Engineering*; 2020 Mar 1. IOP Publishing. Vol. 815. No. 1. p. 012014.
- [13] Walker RA, Syed ZA. Harmonic scalpel tonsillectomy versus electrocautery tonsillectomy: a comparative pilot study. *Otolaryngology—Head and Neck Surgery*. 2001 Nov;125(5):449-55.

توسط بوستر و تقویت و متمرکز کردن این امواج ارتعاشی در قسمت تیغه فعال قیچی جراحی التراسونیک بررسی شده است.

در ادامه به بررسی اثرات تغییرات هندسی بوستر و هورن روی فرکانس ارتعاشی قیچی جراحی التراسونیک پرداخته شد. نتیجه بسیار ارزشمندی که در این بخش حاصل شد، این بود که انتظار داشته‌ایم با افزودن بوستر و هورن، فرکانس تشدید مبدل التراسونیک کاهش یابد، اما به دلیل هم فرکانس بودن هر سه جز بوستر، هورن و مبدل التراسونیک در طراحی‌های مودال، مشاهده شد که تغییر فرکانسی ایجاد نمی‌شود و دامنه ارتعاشات در همان فرکانس تشدید مبدل التراسونیک، با وجود اضافه کردن دو جزء دیگر، به‌خوبی تقویت شده است.

در ادامه به نحوه کاهش مدت‌زمان سوزاندن و شکافتن بافت نرم پرداختیم. پس از انجام شبیه‌سازی‌ها به این نکته رسیدیم که هر چه دامنه ارتعاشی مبدل در نوک قیچی جراحی التراسونیک بیشتر شود، مدت‌زمان لازم برای سوزاندن و شکافتن نیز کاهش پیدا خواهد کرد، اما نیاز به توان بیشتری خواهیم داشت.

همچنین اگر شدت نیروی فیزیکی وارده بر تیغه‌های قیچی جراحی التراسونیک افزایش یابد، موجب ایجاد اصطکاک بیشتر می‌شود که درواقع گرمای بیشتری در مدت‌زمان بسیار کمتر تولید خواهد شد.

سپاسگزاری

این مقاله از پایان نامه دوره کارشناسی ارشد مصوب و دفاع شده در دانشگاه صنعتی مالک اشتر استخراج شده است. نویسندگان بر خود لازم می‌دانند مراتب تشکر صمیمانه خود را از محققان پژوهشکده هیدروفیزیک این دانشگاه که ما را در انجام این پژوهش یاری دادند، اعلام کنند.

مراجع

- [1] Sutton C, Abbott J. History of power sources in endoscopic surgery. *Journal of Minimally Invasive Gynecology*. 2013 May 1;20(3):271-8.
- [2] Lyons SD, Law KS. Laparoscopic vessel sealing technologies. *Journal of minimally invasive gynecology*. 2013 May 1;20(3):301-7.
- [3] Blankenship DR, Gourin CG, Porubsky EA, Porubsky ES, Klippert FN, Whitaker EG, Terris

پی‌نوشت

1. D'Arsonoval
2. Steptoe
3. Palmer
4. Admi