

مروری بر کاربردهای نوین فناوری فراصوت توان بالا در جراحی پزشکی

رضوان عابدینی*

استادیار مهندسی مکانیک

دانشگاه علم و صنعت ایران، دانشکده مهندسی

مکانیک

rezvanabedini@iust.ac.ir

محمدصابر جهرمی

دانشجوی کارشناسی ارشد مهندسی مکانیک

دانشگاه علم و صنعت ایران، دانشکده مهندسی

مکانیک

Mhds.j13@gmail.com

تاریخ دریافت: ۱۴۰۰/۰۷/۱۰

تاریخ پذیرش: ۱۴۰۰/۱۲/۰۹

چکیده

امروزه فناوری فراصوت جایگاه ویژه‌ای در جراحی پزشکی پیدا کرده است. در سال‌های اخیر محققان تلاش کرده‌اند تا این فناوری را برای انجام جراحی‌های مختلف ارتقاء دهند. از مهم‌ترین ویژگی‌های تجهیزات جراحی فراصوت در مقایسه با نمونه‌های سنتی را می‌توان به برش دقیق و عدم آسیب به بافت‌های اطراف، خون‌ریزی کمتر، کاهش زمان بهبودی بافت، راحت‌تر شدن کار جراح و همچنین امکان تأثیرگذاری به برخی از بافت‌ها به روش غیرتهاجمی اشاره کرد. با توجه به اهمیت و کاربردهای زیاد این موضوع، در این مقاله به بررسی کاربردهای فناوری فراصوت در جراحی پزشکی، پارامترهای مؤثر بر تجهیزات مورد استفاده در این حوزه و مکانیزم‌های تأثیر فراصوت در بدن پرداخته شده است. به‌علاوه راهکارهای پیشبرد این فناوری در جراحی پزشکی، چالش‌ها و آینده تحقیقات علمی و صنعتی در این زمینه نیز ارائه شده‌اند.

واژگان کلیدی: فراصوت توان بالا، جراحی پزشکی، ترانسدیوسر فراصوت^۱، مکانیزم‌های تأثیر فراصوت، پارامترهای فراصوت

۱. مقدمه

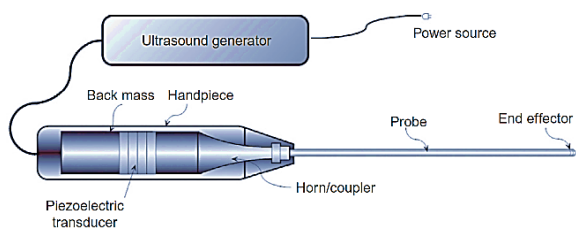
استفاده از روش‌ها و ابزار سنتی در جراحی پزشکی باعث بروز صدمات زیادی به خود بافت و همچنین بافت‌های اطراف می‌گردد و زمان ترمیم بافت و بهبودی بیمار را افزایش می‌دهد. استفاده از تجهیزات فراصوت مانند چاقوهای جراحی فراصوت به دلیل مزایای متعددی که دارند، گسترش قابل توجهی پیدا کرده است. از جمله این مزایا می‌توان به آسیب کمتر به بافت، بهبودی سریع‌تر و راحت‌تر شدن کار جراح اشاره کرد. درمان تومورهای سرطانی با استفاده از فناوری فراصوت نیز پیشرفت چشمگیری در سال‌های اخیر داشته است.

پیدایش ابزار جراحی فراصوت به اواسط دهه ۱۹۵۰ میلادی برمی‌گردد جائیکه ابزار فراصوت جهت استفاده در دندان پزشکی ارتقاء پیدا کردند. درحالی‌که هدف اولیه استفاده از روشی جدید برای سوراخ کردن دندان بود، جرم‌گیری دندان با استفاده از این ابزار توجه بیشتری به خود جلب کرد. در ادامه پی‌برده شد که استفاده از یک نوک ابزار ریز مرتعش با فرکانس فراصوت و جریان خنک‌کن جهت خنک کردن نوک ابزار و همچنین پاک‌سازی پسماندهای ایجاد شده، یک روش بسیار مفید برای جراحی‌های دندان پزشکی است [۱]. قدم مهم بعدی در اواخر دهه ۱۹۶۰ میلادی توسط کلمن [۲] برداشته شد جائیکه با استفاده از ترکیب کاپیتاسیون با

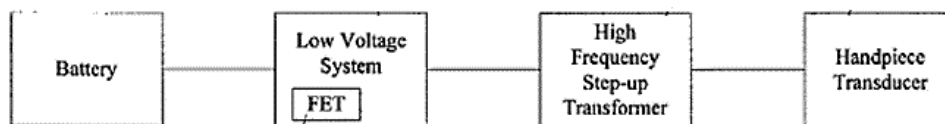
۲. تجهیزات فراصوت در جراحی پزشکی

یک لزوم در طراحی پایه‌ای ابزار جراحی فراصوت این است که در و یا نزدیک به فرکانس رزونانس خود عمل کنند. رزونانس این امکان را فراهم می‌کند تا تجهیز با وجود حداقل انرژی خارجی ورودی، حداکثر جابه‌جایی را از خود نشان دهد. یک طراحی هوشمندانه مود رزونانسی مطلوب را به حداکثر می‌رساند درحالی‌که تأثیرات حاصل از مودهای ناخواسته به حداقل برسد.

اجزای کلیدی یک ابزار جراحی فراصوت عبارتند از منبع تغذیه^۳ که انرژی الکتریکی را با فرکانس مورد نیاز تولید می‌کند، ترانسدیوسر یا مبدل که انرژی الکتریکی را به جابه‌جایی مکانیکی تبدیل می‌کند، هورن^۴ که جابه‌جایی ایجاد شده را هدایت و تقویت می‌کند و عملگر که جابه‌جایی مکانیکی تولید شده را به بافت منتقل می‌نماید در شکل ۱ آمده است. در شکل ۲ نیز نمودار ارتباط اجزای الکترونیکی مربوط به تجهیزات جراحی فراصوت شامل باتری، منبع تغذیه فرکانس بالا و ابزار جراحی التراسونیک قابل مشاهده است.



شکل ۱. اجزای ابزار جراحی فراصوت [۱۰]



شکل ۲. نمودار ارتباط اجزای الکترونیکی تجهیزات جراحی فراصوت [۱۱]

فراصوت را تحریک کند. همچنین منبع تغذیه با ردیابی خصوصیات تأثیرگذار بر فرکانس رزونانس مانند میزان بار و یا دما، باید با فرکانس رزونانس و بهینه، انرژی الکتریکی را تولید کند [۱۲، ۱۳]. در این فرکانس، امپدانس ترانسدیوسر

فراصوت، روش امولسیون‌سازی^۲ معرفی شد و در عمل آب مروارید چشم کاربرد پیدا کرد. در ادامه این روش ارتقاء پیدا کرد و برای برداشتن بافت‌های نرم از بدن بیمار نیز مورد استفاده قرار گرفت [۳-۵].

ابزارهای جراحی فراصوت با هدف کم کردن درد بیمار و عدم آسیب به بافت‌های اطراف ارتقاء پیدا می‌کردند. در اوایل دهه ۱۹۹۰ میلادی چاقوهای جراحی فراصوت جهت برش و اتصال بافت نرم با استفاده از ایجاد گرما در بافت پدید آمدند [۶]. همچنین با استفاده از ضربه‌های مکانیکی پیوسته و ایجاد انرژی جنبشی، ابزارهایی برای برش، سوراخ‌کاری و یا شکل‌دهی استخوان نیز معرفی شدند [۷].

درمان با استفاده از فراصوت با شدت بالا و متمرکز نیز در ادامه و به‌ویژه برای درمان تومورهای سرطانی مورد توجه قرار گرفت که در آن از مکانیزم‌های مکانیکی و یا گرمایی برای تأثیرگذاری بر بافت هدف استفاده می‌شود [۸-۹].

با توجه به کاربرد و گسترش روزافزون تجهیزات فراصوت توان بالا در پزشکی و به خصوص جراحی پزشکی، در این مقاله تجهیزات، کاربردها، پارامترها و مکانیزم‌های تأثیر فراصوت توان بالا در جراحی پزشکی مورد توجه قرار گرفته است. در روبه مدنظر گرفته شده در مرور مقالات، در ابتدا به طرح کلی تجهیزات و کاربردهای فراصوت توان بالا مورد استفاده در جراحی پزشکی، اشاره شده است و در ادامه پارامترهای مؤثر و مکانیزم‌های مورد استفاد در انجام جراحی با استفاده از این فناوری مورد بررسی قرار گرفته‌اند.

۲-۱. منبع تغذیه

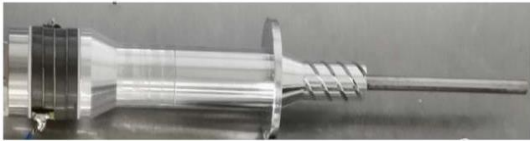
وظیفه منبع تغذیه تأمین توان لازم جهت به‌کار انداختن ابزار فراصوت است. برای عملکرد بهینه، منبع تغذیه باید با فرکانسی نزدیک به فرکانس رزونانس ابزار، ترانسدیوسر

به حداقل مقدار خود می‌رسد و مقدار جریان ورودی به ترانسدیوسر متناسب با دامنه ارتعاشات آن است [۱۴].

۲-۲. ترانسدیوسر فراصوت

ترانسدیوسر فراصوت که به‌عنوان قلب تجهیز شناخته می‌شود، وظیفه تبدیل سیگنال الکتریکی دریافتی از منبع تغذیه به حرکت مکانیکی را برعهده دارد. در یک ترانسدیوسر فراصوت تعدادی پیزوالکتریک (تعداد پیزوالکتریک‌ها باید زوج باشد) که معمولاً از جنس سرامیک هستند، بین دو جرم ساندویچ شده‌اند که در شکل ۳ مشاهده می‌شود. با استفاده از یک پیچ که از مرکز اجزای ترانسدیوسر می‌گذرد، اجزا به یکدیگر متصل می‌شوند و یک گشتاور اولیه نیز توسط پیچ وارد می‌گردد. فشار اولیه ایجاد شده توسط پیچ جهت جلوگیری از واماندگی پیزوالکتریک هنگام کشش است [۱۵]. به‌طور کلی ترانسدیوسرهای فراصوت را می‌توان به دو دسته تقسیم‌بندی نمود و در شکل ۴ آمده است. دسته اول ترانسدیوسرهایی هستند که طیف پاسخ وسیعی دارند^۵ و حتی با فرکانس‌های دور نسبت به فرکانس رزونانس نیز پاسخ خوبی می‌دهند. این ترانسدیوسرها در کاربردهای توان پایین مانند تصویربرداری و تشخیص پزشکی مورد استفاده قرار

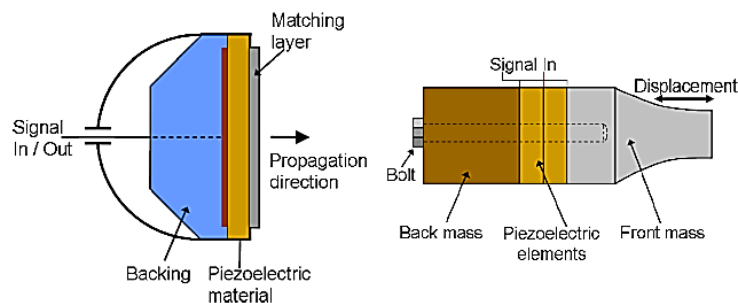
می‌گیرند. دسته دوم ترانسدیوسر لانگوین^۶ است که فقط در محدوده نزدیک به فرکانس رزونانس پاسخ بهینه‌ای می‌دهد و در کاربردهای توان بالا مانند ابزار جراحی فراصوت از ترانسدیوسر با بازه فرکانس رزونانس محدود^۷ استفاده می‌شود.



شکل ۳. نمونه یک ترانسدیوسر فراصوت به همراه هورن متصل به آن [۱۶]

۲-۳. هورن

این قسمت از تجهیز بین ترانسدیوسر و عملگری که در تماس با بافت است، قرار می‌گیرد. جهت افزایش دامنه ارتعاشی ایجاد شده توسط ترانسدیوسر، در هورن متصل شده به ترانسدیوسر، کاهش سطح مقطع در شکل ۳ مشاهده می‌شود. پروفایل کاهش قطر در هورن می‌تواند پله‌ای، نمایی، خطی و یا هر نوع دیگری باشد [۱۸]. همچنین با ایجاد تغییراتی در هورن می‌توان در مود ارتعاشی نیز تغییراتی ایجاد نمود [۱۹].



شکل ۴. ترانسدیوسرهای با طیف پاسخ وسیع (شکل سمت چپ) و طیف پاسخ محدود (شکل سمت راست) [۱۷]

با توجه به نوع بافت و مکانیزم عملکردی مورد نظر، عملگر انواع مختلفی دارد. در طراحی عملگر باید به این نکته توجه شود که هرگونه نامتقارنی باعث ایجاد مود ارتعاشی عرضی و یا مودهای ناخواسته دیگر می‌شود [۲۰].

۲-۴. عملگر

هدف از طراحی عملگر انتقال بهینه جابه‌جایی فراصوت ایجاد شده در ترانسدیوسر، هورن و یا میله رابط به بافت هدف است که در شکل‌های ۵ و ۶ می‌توان مشاهده کرد.

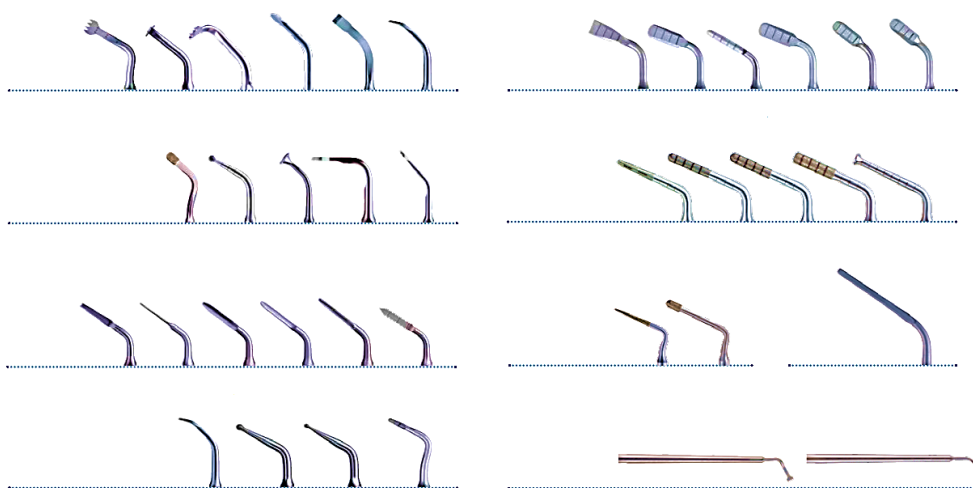
۳. کاربردهای فراصوت در جراحی پزشکی

کاربردهای فراصوت توان متوسط و توان بالا در پزشکی از درمان سرطان و سنگ کلیه تا جراحی پزشکی را شامل می‌شود. در این بخش به بررسی برخی از مهم‌ترین کاربردهای فراصوت در جراحی پزشکی پرداخته می‌شود.

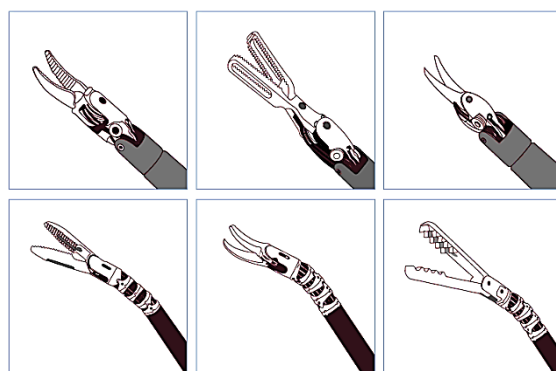
۳-۱. درمان با فراصوت شدت بالا و متمرکز

فراصوت شدت بالا و متمرکز^۸ از جمله درمان‌های فراصوت است که از فراصوت با شدت بالا استفاده می‌کند و با تولید گرما با سرعت بالا، بافت قرار گرفته در نقطه کانونی پرتو آکوستیک را تحت تأثیر قرار می‌دهد. مکانیزم اولیه برای از بین بردن بافت، کشتن سلول‌ها با محدود کردن اکسیژن یا خون^۹ با استفاده از جذب گرمایی است. برای تولید و متمرکز

کردن فراصوت با شدت بالا می‌توان از یک پیزوالکتریک و یا از آرایه‌ای از پیزوالکتریک‌ها با شکلی مقعر استفاده نمود. ترانسدیوسرهایی که برای این کار استفاده می‌شوند قادر به تولید انرژی آکوستیک در محدوده فرکانسی ۰/۵ تا ۱۰ مگاهرتز هستند ولی بیشتر فرایندها در فرکانسی حدود ۱/۵ مگاهرتز انجام می‌شوند. مقادیر توان بین 10^3 و 10^4 وات بر سانتی‌متر مربع و ابعاد نقطه کانونی در حد چند میلی‌متر مکعب است. زمان انجام درمان با استفاده از این روش بین ۱ تا ۳۰ ثانیه است. البته باید این اطمینان حاصل شود که به بافت‌های بین پرتو و نقطه کانونی آسیبی وارد نمی‌شود [۲۳-۲۵].

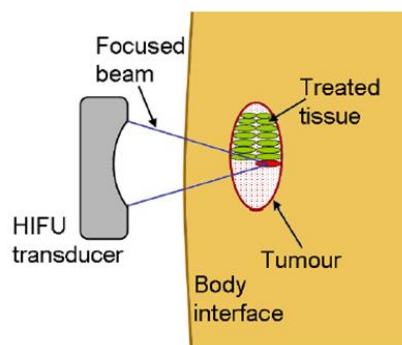


شکل ۵. چند نمونه عملگر مورد استفاده در برش بافت معدنی [۲۱]



شکل ۶. چند نمونه عملگر مورد استفاده در برش و اتصال بافت نرم [۲۲]

از اولین کاربردهای فراصوت شدت بالا، درمان سرطان پروستات است اما امروزه از این نوع درمان برای مقابله با تومورهای کبد، مغز و دیگر بافت‌های نرم نیز استفاده می‌شود. به‌علاوه از فراصوت با شدت بالا جهت جلوگیری از خونریزی داخلی با تعمیر رگ‌های گسیخته شده نیز استفاده می‌شود. شکل ۷ نشان می‌دهد که یک تومور چگونه برای درمان در معرض مداوم و تکراری نقطه کانونی ارتعاشات توان بالای آکوستیک قرار می‌گیرد تا به‌طور کامل درمان شود. با توجه به غیرتهاجمی بودن این روش، عملیات درمان در صورت موفق نبودن و یا ناقص بودن، چندین بار می‌تواند تکرار شود [۲۳-۲۵].



شکل ۷. نمایش درمان فراصوت شدت بالا بر روی یک تومور [۲۳]

واعظی و ذریک [۲۶] تمرکز خود را بر استفاده از فراصوت متمرکز بر درمان و جلوگیری از خون‌ریزی گذاشتند. در نتیجه تحقیقات خود، سیستمی را طراحی کردند که پس از تشخیص محل خون‌ریزی با استفاده از تصویربرداری فراصوت، با استفاده از فراصوت متمرکز و روش غیرتهاجمی از خون‌ریزی جلوگیری کند.

رام و همکاران [۲۷] با استفاده از ترکیب تصویربرداری رزونانس مغناطیسی^{۱۰} و فراصوت متمرکز، اقدام به تأثیرگذاری بر روی تومورهای مغزی در جراحی‌های عصبی کردند. برای تأثیرگذاری و تخریب تومور مغزی از ایجاد گرما با استفاده از فراصوت متمرکز استفاده کردند. آنها این فناوری را به نحوی ارتقاء دادند که بدون برش مجسمه، امکان تأثیرگذاری بر بافت فراهم شود.

فتح وو و همکاران [۲۸] نشان دادند که با استفاده از فراصوت متمرکز و خارج از بدن می‌توان رگ‌های کوچکی که تومورهای سرطانی را تغذیه می‌کنند، از بین برد. پس از تکمیل درمان با اعمال فراصوت بر بافت تومور، سلول‌های ثانویه تومور نیز از بین می‌روند.

لیم و همکاران [۲۹] دو ترانسدیوسر را در حالت پشت به پشت به‌نحوی کنار هم قرار دادند که بتوان عملیات تصویربرداری و درمان فراصوت را با یک ابزار انجام داد. فرکانس رزونانس ترانسدیوسر مربوط به درمان فراصوت، ۵/۳ مگاهرتز و فرکانس ترانسدیوسر مربوط به تصویربرداری ۲۰ مگاهرتز است. این ابزار دو مود دارد و با هربار چرخش آن به اندازه ۱۸۰ درجه، کاربرد آن تغییر می‌کند (از درمان به تصویربرداری و بالعکس).

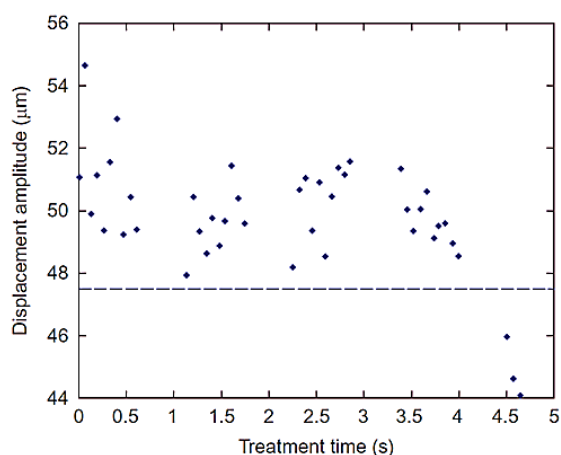
۳-۲. تصویربرداری فراصوت

یکی از کارهایی که باید قبل از درمان فراصوت شدت بالا انجام گیرد، مشخص شدن موقعیت دقیق تومور و بافت هدف است. این کار با استفاده از انواع تصویربرداری‌ها از جمله تصویربرداری فراصوت قابل انجام است. تصویربرداری فراصوت از جمله روش‌های معمول در پزشکی است. این روش سریع، با قابلیت جابه‌جایی بالا، قابل تحمل‌تر برای بیمار و بسیار ارزان‌تر از روش‌های دیگر مانند MRI و CT است. از تصویربرداری فراصوت می‌توان برای کنترل کردن درمان فراصوت به‌صورت همزمان با درمان نیز استفاده نمود. به‌عنوان نمونه هنگامی که حرکت هارمونیک موضعی متناوب در بافت القا می‌شود (با استفاده از ترانسدیوسر فراصوت شدت بالا)، یک ترانسدیوسر تصویربرداری می‌تواند این حرکت متناوب را ردیابی کند و میزان کاهش دامنه که در نتیجه سایش بافت حاصل می‌شود را تشخیص دهد. یک نمونه از اینگونه داده‌ها در شکل ۸ قابل مشاهده است [۳۰].

کاناتا و همکاران [۳۱] به طراحی، ساخت و آزمایش یک ترانسدیوسر فراصوت با محدوده فرکانسی ۲۰ تا ۸۰ مگاهرتز برای تصویربرداری در پزشکی و جراحی‌ها پرداختند. هدف در

واقع نمایش پهنای باندی^{۱۱} بیشتر از ۶ دسی بل با حداکثر حساسیت بوده است تا بتوان تصویربرداری را با عمق و نفوذ بیشتری انجام داد.

یاخوب و اورالکان [۳۲] به طراحی و ساخت ترانسدیوسر فراصوت خازنی و ماشین کاری شده در مقیاس میکرو^{۱۲}، برای انجام درمان های فراصوت (با استفاده از گرمای سایشی) و تصویربرداری پرداختند. آنها چند روش را برای ساخت این ترانسدیوسرها در پیش گرفتند و بهینه ترین آن را انتخاب کردند. همچنین برای تصویربرداری های دو و سه بعدی، اقدام به تشکیل آرایه ای از این ترانسدیوسرها نمودند.



شکل ۸. نمایش دامنه حاصل از اعمال فراصوت در طول زمان با فرکانس ۱/۵ مگاهرتز و نرخ پالس ۷۵ هرتز بر روی گوشت بوقلمون تصویربرداری شده توسط یک ترانسدیوسر با فرکانس ۸۲۵ کیلوهرتز [۱۰]

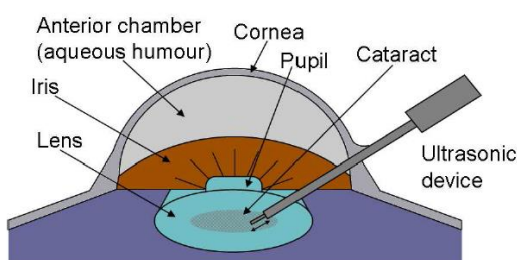
۳-۳. عمل آب مروارید چشم

آب مروارید یک جور کدروی بینایی در لنز چشم است که می تواند در نتیجه موارد مختلفی مانند پیری، ضربه و یا در معرض نور شدید قرار گرفتن چشم به مدت زیاد، ایجاد شود. روش های اولیه درمان آب مروارید چشم با استفاده از برش قرنیه جهت ایجاد دسترسی به آب مروارید است. این روش به مقدار زیادی به مهارت جراح بستگی دارد و دوره نقاهت بیمار بسیار زیاد خواهد بود. امولسیون سازی روشی است که در آن

یک دستگاه فراصوت، انرژی فراصوت را به آب مروارید منتقل می کند تا از هم گسیخته و ذره ذره شود و برای بیرون کشیده شدن از طریق مکش آماده گردد. شکافی حدود ۱/۵ تا ۳ میلی متر نیاز است تا به آب مروارید دسترسی پیدا شود و لنز جایگزین قرار گیرد. این روش بسیار کمتر تهاجمی است و زمان نقاهت بیمار نیز به شدت کاهش می یابد [۳۳].

برای نخستین بار کلمن در سال ۱۹۶۷ با استفاده از ترکیب فراصوت با فرکانس پایین و مکش، روشی را برای برداشتن بافت از بدن انسان ارائه نمود. در ادامه کلمن این روش را برای انجام عمل آب مروارید چشم ارتقا داد [۲]. ژانگ و همکاران [۳۴] نوعی چاقوی جراحی فراصوت را طراحی کردند که بتواند وارد غضروف شود و با ایجاد کایتاسیون، غضروف را از بدن خارج کند. فرکانس رزونانس این چاقو ۲۰ کیلوهرتز و دمنه ارتعاشی آن ۱۵۰ میکرون است.

تجهیزات فراصوت زیادی برای این هدف ساخته شده اند که با مودهای طولی، پیچشی و یا ترکیبی از این دو مود کار می کنند. فرکانس عملکردی این تجهیزات نیز در حدود ۴۰ کیلوهرتز است. شکل ۹ شماتیکی از این نوع عمل جراحی را نشان می دهد [۳۵].



شکل ۹. شماتیک عمل آب مروارید چشم با استفاده از فراصوت

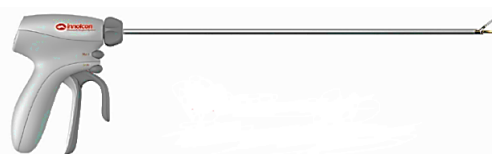
[۱۷]

۳-۴. برش و اتصال بافت نرم

چاقوهای جراحی فراصوت برای انجام طیف وسیعی از برش و اتصال بافت های نرم ارتقاء داده شده اند. این تجهیزات نسبت به دیگر نمونه های نوین مانند برش لیزر و جراحی الکتریکی (برش بافت با استفاده از جریان الکتریکی فرکانس بالا) دقت بالاتری

دارند. از جمله معایب برش لیزر می‌توان به ایجاد شدن آسیب‌های ماندگار در بافتی که در معرض لیزر قرار دارد و همچنین هزینه زیاد آن اشاره نمود. از مزیت‌های مهم این تجهیزات مدرن، جلوگیری از خونریزی در هنگام عمل جراحی است که علاوه بر اینکه دید جراح نسبت به ناحیه مورد نظر کم نمی‌شود، بلکه بیمار نیز خون کمتری از دست می‌دهد [۳۶].

اینگونه چاقوهای برش فراصوت که در شکل ۱۰ مشاهده می‌شود معمولاً در فرکانسی حدود ۵۵ کیلوهرتز کار می‌کنند. انرژی فراصوت به میله متصل به تیغه برش منتقل می‌شود و در نتیجه تیغه برش شروع به نوسان در راستای طولی می‌کند. تیغه برش قسمت پایینی گیره است و قسمت بالایی گیره ارتعاش نمی‌کند. با استفاده از این گیره می‌توان به بافت مورد نظر نیرو وارد نمود. گرمای اصطکاکی بین قسمت ارتعاش‌کننده گیره و بافت هدف باعث برش آن می‌شود و جریان آکوستیک و فشار امواج منجر به تغییر در سلول‌ها می‌گردند (به واسطه پروتئینی که وجود دارد) و قسمت‌هایی از رگ که برش خورده است بسته شده و از خونریزی جلوگیری می‌گردد. جراح باید دما را بین ۶۰ تا ۸۰ درجه نگه دارد و اگر دما بالاتر از ۱۰۰ درجه برود سلول‌ها از بین می‌روند [۳۷].



شکل ۱۰. چاقوی جراحی فراصوت برای بافت نرم [۳۸]

کوروزاوا و همکاران [۳۹] در پژوهشی اقدام به طراحی و ساخت یک ترانسدیوسر برای یک چاقوی جراحی میکرو نمودند. چاقوی جراحی میکرو می‌تواند به همراه اندوسکوپ برای جراحی مربوط به شکم و یا در جراحی میکرو که با استفاده از میکروسکوپ انجام می‌شود، به کار برده شود. این چاقو در فرکانس رزونانس (مود طولی) ۲۷۸ کیلوهرتز نوسان می‌کند و جنس پیزوالکتریک به کار رفته تیتانیوم زیرکونات است.

ژولی و همکاران [۴۰] به مطالعه تئوری ساختار و مکانیزم ارتعاشی چاقوی جراحی فراصوت هارمونیک پرداختند. با در نظر گرفتن تئوری ارتعاشات طولی و یک بعدی میله الاستیک و شبیه‌سازی با روش المان محدود، ساختار اجزای مختلف ترانسدیوسر فراصوت طراحی شده‌اند. طراحی حول فرکانس رزونانس حدود ۵۵.۵ کیلوهرتز و دامنه‌ای بزرگتر از ۴۰ میکرون انجام شده است. به علاوه یک شبیه‌سازی سه بعدی ساده به همراه تیغه برش (عملگر) انجام و آنالیز شده است. نتایج نشان داده‌اند که وجود یک عملگر نامتقارن در قسمت انتهایی ترانسدیوسر فراصوت، باعث افزایش ارتعاش شعاعی چاقوی جراحی فراصوت می‌گردد.

ژیانمین لی و همکاران [۱۸] به طراحی ترانسدیوسری پرداخته‌اند که بتواند در چاقوی جراحی ربات جراح با وجود درجات آزادی مختلف مورد استفاده قرار بگیرد. با این کار هم از مزیت‌های چاقوی جراحی فراصوت می‌توان بهره برد و هم جراحی رباتیک، چابکی لازم را دارد.

ژین هوآ لی و همکاران [۱۶] به طراحی چاقوی جراحی فراصوتی پرداختند که بر پایه مود ارتعاشی ترکیبی طولی-پیچشی است و توان کاهش خونریزی در بافت را دارد. قسمت متمرکزکننده ترانسدیوسر طراحی شده برای چاقوی جراحی به‌طور ویژه‌ای و با شیرهای مارپیچ در آن طراحی شده است تا مود ارتعاشی پیچشی نیز علاوه بر مود طولی ایجاد گردد. تغییر در مود کاری باعث افزایش دامنه ارتعاشی (حرکت عمودی) ناحیه انتهایی تیغه برش گردیده و در نتیجه انرژی با بازدهی بیشتری به بافت منتقل می‌شود. به علاوه رگ نیز انرژی کافی را دریافت می‌کند و اتصال رگ با بازدهی بالاتری اتفاق می‌افتد.

۳-۵. برش و شکل‌دهی استخوان

آزمایش‌ها نشان داده‌اند که استفاده از فناوری فراصوت برای بافت‌های معدنی مانند استخوان و دندان نیز آسیب‌های وارده به بافت را کاهش می‌دهد و سرعت بهبودی را نیز افزایش می‌دهد. موارد مربوط به دمای بحرانی که در بافت نرم گفته

شد برای این بافت‌ها نیز صادق است و برای جلوگیری از ایجاد آسیب‌های دائمی بهتر است دما زیر حدود ۶۰ درجه سانتی‌گراد باشد. سه عامل اصلی در ایجاد گرما در هنگام برش بافت معدنی عبارتند از:

- گرمای ناشی از حرکت نوسانی ابزار
- اصطکاک بین ابزار و بافت
- سوخت پسماندهای حاصل از برش

برای جلوگیری از افزایش دما می‌توان از یک نوع محلول برای خنک‌کاری ابزار بهره برد. چاقوهای جراحی فراصوت نسبت به مدل‌های اولیه خود توانایی ایجاد مودهای مختلف و یا مودهای ترکیبی و همچنین نوک‌های برش متنوع قابل انتخاب با توجه به بافت و عملیات جراحی دارند. شکل ۱۱ یک نمونه چاقوی جراحی فراصوت تجاری را نمایش می‌دهد [۴۱].



شکل ۱۱. یک نمونه چاقوی جراحی فراصوت جهت برش بافت

معدنی [۴۲]

کلیر و همکاران [۴۳] به بررسی و ارزیابی نوسانات تیغه برش چاقوی فراصوت و تأثیر آن بر کیفیت برش ایجاد شده در استخوان پرداختند. نوسانات دامنه نوک تیغه برش با استفاده از اسکن ارتعاش سنج لیزری اندازه‌گیری شده است.

همچنین برش‌های ایجاد شده در استخوان نیز با استفاده از لیزر و ذره‌بین الکترونی اسکن و مورد بررسی قرار گرفته‌اند. در نتایج یک رابطه مستقیم بین بزرگی نوسانات نوک تیغه و ابعاد عیوب (تأثیرات) برش در سطح استخوان مشاهده شده است. افزایش بار به نوک تیغه به کاهش نوسان آن و در نتیجه عیوب ایجاد شده منجر می‌گردد.

بغارانو و همکاران [۴۴] به ارائه یک چاقوی جراحی فراصوت با وجود تحریک بر پایه‌ی ترانسدیوسر کلاسیک سیمبل^{۱۳} (سنج مانند) اصلاح شده، پرداخته شده است. این تجهیزات از یک ترانسدیوسر فراصوت لانگوین به همراه تیغه برش قابل اتصال به آن تشکیل شده است.

ژوان لی و همکاران [۴۵] به ارتباط بین پارمترهایی از قبیل مقدار یا حجم پیزوسرامیک، مکان قرارگیری حلقه‌های پیزوسرامیک، فرکانس رزونانس و دامنه ارتعاشی حاصل شده در چاقوی جراحی فراصوت پرداختند. در این پژوهش از ترانسدیوسر لانگوین با اتصال پیچ و مهره‌ای استفاده گردیده است. آزمایش‌های تجربی انجام شده نشان داده‌اند که با استفاده از تعداد بیشتری پیزوسرامیک می‌توان با ولتاژ تحریک کمتر، به جابه‌جایی ارتعاشی مشابهی رسید. اما با این کار رفتارهای غیرخطی تشدید می‌شوند. قرار دادن پیزوسرامیک در نقطه گره ارتعاشات طولی حالت بحرانی حساب می‌شود که در این حالت انرژی فراصوت منتقل شده به حداکثر خود خواهد رسید.

۴. مکانیزم‌های تأثیر فراصوت در بافت

فراصوت با توجه به فرکانس، فشار یا شدت آکوستیک و مدت زمان اعمال آن، بر بافت‌های مختلف تأثیرگذاری متفاوتی دارد. به‌طور کلی برهم‌کنش فراصوت با بافت‌ها را می‌توان در سه دسته مکانیزم‌های گرمایی و کاویتاسیون و ضربه طبقه‌بندی نمود.

۴-۱. برهم کنش گرمایی

فراصوت در هنگام عبور از بافت، تضعیف می‌شود. در واقع انرژی جنبشی موج مکانیکی به گرما تبدیل می‌شود. این فرایند هم شامل پراکندگی^{۱۴} و هم شامل جذب می‌شود که به وسیله جذب کنترل شده و در نهایت نیز امواج پراکنده جذب می‌شوند. برخلاف فراصوت تشخیصی، فراصوت درمانی با ایجاد گرما سروکار دارد و امواج پراکنده، ناحیه گرمایی را وسیع‌تر می‌کنند. ضعیف‌شدگی امواج به‌طور نمایی به رابطه ۱، فرکانس و به رابطه ۲، نوع بافت بستگی دارد. از منظر مکانیکی جذب هنگامی رخ می‌دهد که بین فشار و چگالی اختلاف فاز به وجود بیاید. یک تأخیر زمانی بین درجه آزادی داخلی و خارجی مولکول‌های تشکیل‌دهنده هنگامی که موج آکوستیک عبور می‌کند وجود دارد. این اختلاف فاز به وسیله اصطکاک ویسکوز موجود در بافت و فرایندهای ریلکسیشن^{۱۵} حاصل می‌شود. با عبور موج، انرژی در انواع مختلف شامل حرکت مولکولی و انرژی پتانسیل شبکه‌ای^{۱۶} باز پخش می‌شود. در یک رفتار نوسانی این انرژی به موج بر می‌گردد ولی سرعت محدود است و در نهایت معمولاً انرژی کمی خارج از فاز است که شامل کم شدن موج و افزایش انرژی جنبشی یا همان گرما برای بافت است [۴۶].

برای یک موج صفحه‌ای با شدت اولیه $I(0)$ شدت در نقطه به عمق x در یک محیط واسط از رابطه ۱ به دست می‌آید. همچنین مقدار انرژی جذب شده q نیز از رابطه ۲ قابل محاسبه است.

$$I(x) = I(0)e^{-2ax} \quad (1)$$

$$q = -\frac{dI(x)}{dx} = 2aI(x) \quad (2)$$

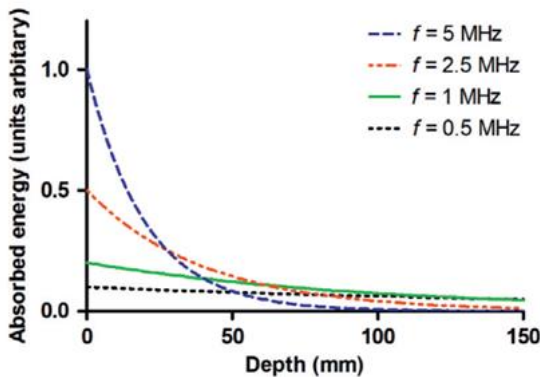
ضریب ضعیف‌شدگی، $a0$ ، به فرکانس (f) وابسته است. به‌طور کلی در بافت نرم می‌توان رابطه ۳ را برای این ضریب به کار برد که در آن n از ۱ تا ۲ متغیر است. در نهایت نیز رابطه ۴ را می‌توان برای محاسبه مقدار انرژی جذب شده استفاده کرد.

$$a = a_0 f^n \quad (3)$$

$$q = 2a_0 f^n I(0) e^{-2a_0 f^n x} \quad (4)$$

مقدار انرژی جذب شده به‌صورت تابعی از عمق در فرکانس‌های مختلف در شکل ۱۲ آورده شده است. با فرکانس بالا می‌توان انرژی جذب شده متمرکز را تولید نمود ولی مقدار آن در عمق سریعاً افت می‌کند. همچنین با فرکانس پایین انرژی سریعاً جذب نمی‌شود ولی مقدار افت آن در عمق کمتر است [۴۶].

یا خوب و اورالکان [۳۲] نشان دادند که با استفاده از فراصوت با فرکانس ۲/۵ مگاهرتز، می‌توان یک رگ را در عمق یک سانتی‌متری تا حدود ۴۳ درجه سلسیوس گرم نمود. ریبیانتس و همکاران [۴۷] نیز اقدام به ایجاد دمای بالا در بافت جهت آسیب به هسته اصلی بافت^{۱۷} و همچنین ایجاد گرما در رگ‌های اطراف جهت بسته‌شدن رگ‌ها و عدم خونریزی، کردند. به‌علاوه به این نتیجه رسیدند که فراصوت متمرکز با شدت تا ۲۰۰۰ وات بر سانتی‌متر مربع، باعث تغییر محسوس در تعداد گلبول‌های سفید و پلاکت‌های خونی نمی‌شود. مهم‌ترین مشکل در این فرایندها، کم بودن جذب انرژی توسط رگ‌های خونی عنوان شد و ترانس‌دیوسرهایی برای درمان فراصوت توسط این گروه تحقیقاتی طراحی و ساخته شدند.



شکل ۱۲. مقدار انرژی جذب شده بر حسب عمق بافت در

فرکانس‌های مختلف [۴۶]

علاوه بر برهم کنش گرمایی از طریق جذب انرژی، برهم کنش‌های دیگری نیز مانند برهم کنش سایشی^{۱۸}، آپوتوسیس^{۱۹} و هیپوتراپی^{۲۰} نیز وجود دارد. نخستین استفاده از گرمای سایشی برای آسیب زدن به بافت تومور در مغز صورت گرفت. این گونه عملیات‌ها در بیشتر بافت‌ها منجر به مردن

بافت می‌شود. به‌عنوان مثال فنچ وو و همکاران [۲۸] با استفاده از برهم‌کنش سایشی اقدام به کشتن سلول‌های بافت تومور نمودند.

در حال حاضر بیشتر فرایندها به سمت ایجاد اختلالی در بافت به نام آپوتوسیس رفته‌اند که در دمای پایین‌تری نیز رخ می‌دهد. هایپرترمیا^{۲۱} نیز نوع دیگری از ایجاد گرما است که در شدت پایین‌تر و با افزایش دمای ملایم‌تر رخ می‌دهد. دمای بافت در این روش در مدت زمان بین ۳۰ تا ۶۰ دقیقه به حدود ۴۲ تا ۴۶ درجه سلسیوس می‌رسد. از این روش برای حساس کردن تومور در شیمی‌درمانی و رادیوتراپی نیز استفاده می‌شود. پاسخ بدن به هیپوترپی، ارسال خون بیشتر به تومور و در نتیجه افزایش میزان اکسیژن آن است و در نتیجه فعالیت اکسیژن در تومور، بافت تومور حساس شده و آماده درمان‌های بعدی مانند شیمی‌درمانی می‌گردد [۴۸، ۴۹].

لیو و همکاران [۵۰] موفق به ارتقاء آرایه‌ای از ترانسدیوسرهای فراصوت شدند که علاوه بر تصویربرداری، درمان فراصوت را نیز با استفاده از مکانیزم هایپرترمیا و در فرکانس ۱/۵ مگاهرتز انجام دهد. ابزار طراحی شده قابلیت افزایش دما تا ۶ درجه سلسیوس را در ۲۰ ثانیه دارد و برای تأثیرگذاری بر بافت‌هایی که در نواحی حساس و نزدیک به بافت‌های حیاتی هستند، مناسب است.

لی و همکاران [۵۱] ترانسدیوسری را طراحی کردند که بتواند در فرکانس رزونانس ۱/۰۲ مگاهرتز دمای بافت را بالا برده تا منجر به سایش بافت شود. افزایش دمای بافتی در دمای ۳۰ درجه سلسیوس، حدود ۱۰ درجه سلسیوس در مدت زمان ۳۹ ثانیه گزارش شده است.

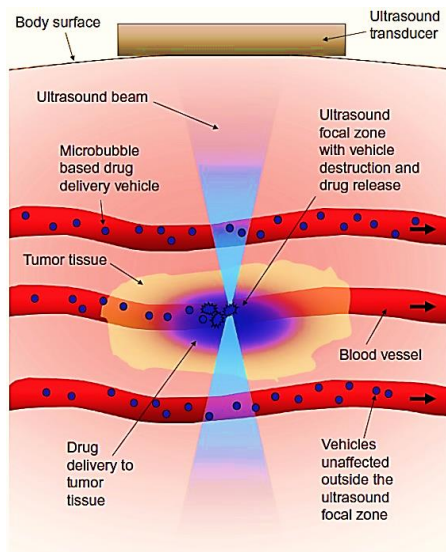
۴-۲. برهم‌کنش کاویتاسیون

کاویتاسیون برهم‌کنش میان میدان فراصوت و مقدار گاز کم و یا حباب‌ها است. در بافت مقدار کمی گاز وجود دارد ولی جهت کاویتاسیون مطلوب مقداری گاز وارد عمل می‌شود. حباب‌ها در میدان فراصوت منبسط و منقبض می‌شوند. اندازه حباب به

فرکانس بستگی دارد. به‌عنوان نمونه در فرکانس ۱ مگاهرتز، اندازه رزونانس حباب در مایع آزاد ۳.۵ میکرومتر است. مقدار نفوذ گاز به داخل حباب به اندازه سطح آن بستگی دارد. هنگامی که فشار درون حباب کاهش می‌یابد نفوذ گاز به حباب بیشتر می‌شود و بالعکس. در شدت‌های فراصوت متوسط، حباب به‌صورت پایدار عمل می‌کند و انرژی را جذب و به بافت منتقل می‌کند. در حالت پایدار اندازه حباب حداکثر دوبرابر اندازه معمول خود می‌شود. ایجاد جریان میکروبی سیال در اطراف حباب در این روش باعث ایجاد تنش برشی در بافت می‌گردد. افزایش تنش برشی می‌تواند سلول‌های درون پوشش را نیز تحت تأثیر قرار دهد. از حباب‌های کوچک وارد شده به بافت برای اهداف تشخیصی می‌توان بهره گرفت. در شدت آکوستیک بالا ممکن است حباب با آزاد کردن انرژی زیادی متلاشی شود و دما را نیز به شدت بالا ببرد. در کل یک روش خوب برای ضعیف کردن بافت استفاده از کاویتاسیون است. در کاویتاسیون بر خلاف ایجاد گرما عملیات دورتر از ترانسدیوسر اتفاق می‌افتد و باید تحت کنترل باشد [۹].

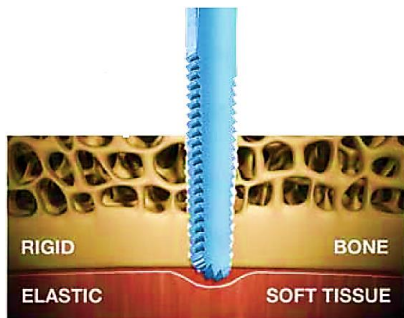
به‌عنوان نمونه برای شکستن سنگ کلیه از فراصوت متمرکز با شدت بالا جهت ایجاد شوک مکانیکی بزرگ استفاده می‌شود. در شدت مورد استفاده، فراصوت بسیار غیرخطی می‌شود که موج‌های شوکی و گرادیان فشار زیادی ایجاد می‌کند [۵۲]. همچنین هینینه و همکاران [۵۳] با آزمایش بر روی رگ ران یک خرگوش، نشان دادند که با استفاده از فراصوت متمرکز با فرکانس ۱/۵ مگاهرتز و شدتی در محدوده ۴۴۰۰ تا ۸۸۰۰ وات بر سانتی‌متر مربع، کاویتاسیونی ایجاد نمود که باعث انقباض رگ هدف شود.

با استفاده از پالس‌های کوتاه (حدود ۲۰ میکرو ثانیه) و شدت بسیار بالا در فرکانسی حدود ۷۸۸ کیلوهرتز می‌توان سایش و خوردگی کنترل شده‌ای به بافت تحمیل کرد. البته هنگامی که پالس‌های فراصوت به‌صورت جدا و با فاصله زمانی کافی باشند، بازدهی خوردگی بافت بهتر است چون حباب‌ها وقت کافی برای پاک‌سازی بافت خواهند داشت [۵۴، ۵۵].



شکل ۱۳. استفاده از فراصوت متمرکز جهت هدایت دارو به بافت

تومور [۵۷]



شکل ۱۴. برش استخوان و عدم آسیب به بافت نرم اطراف (به دلیل

الاستیک بودن بافت نرم) [۵۹]

سینق و همکاران [۶۰] به بررسی تأثیر پارامترهای مختلف سوارخ کاری بر نیروی برش و گشتاور لازم برای سوارخ کردن استخوان انسان با استفاده از مته (چاقوی) جراحی فراصوت، پرداختند. تحقیقات نشان دادند که نیروی برش و گشتاور با افزایش سرعت چرخش مته کاهش می‌یابند و با افزایش قطر مته، افزایش می‌یابند. این گروه همچنین سوارخ کاری با ابزار معمولی و ابزار جراحی فراصوت را با یکدیگر مقایسه کردند و دریافتند که نیروی برشی و گشتاور ایجاد شده هنگام استفاده از ابزار فراصوت ۳۰ الی ۴۰ درصد کمتر هستند.

از فراصوت جهت هدایت دارو به بافت هدف نیز می‌توان بهره گرفت که در شکل ۱۳ نیز مشاهده می‌شود. آزمایش‌ها نشان داده‌اند که کاپیتاسیون نفوذپذیری بافت را افزایش می‌دهد. برای جلوگیری از ورود مواد ناخواسته، یک دیواره در اطراف رگ مغز وجود دارد که باعث نرسیدن دارو به رگ مغز می‌شود که با استفاده از فراصوت می‌توان به‌طور موقت این بافت را از کار انداخت تا دارو بتواند وارد خون شود [۵۶].

با انتشار فراصوت در بافت، یک گرادیان انرژی و در نتیجه یک نیرو در جهت انتشار ایجاد می‌شود که به آن نیروی رادیویی گفته می‌شود. این نیرو در همه میدان‌های فراصوت ایجاد می‌شود اما با حضور حباب‌ها، نیروی ثانویه اضافی نیز ایجاد می‌گردد. این نیرو به بافت آسیب می‌زند که البته در برخی مواقع فایده دارد و برای اهداف درمانی از آن استفاده می‌گردد [۵۵].

۳-۴. برهم کنش ضربه

همان‌گونه که در بخش‌های قبل عنوان شد، چاقوهای جراحی برای برش استخوان آورده شده در شکل ۱۴ و بعضاً برای برش بافت‌های نرم، از طریق ایجاد ضربه و تماس مستقیم عملگر با بافت هدف، برش را انجام می‌دهند. در هنگام ارتعاش عملگر در راستای طولی، در هنگامی که عملگر بیشترین مسافت رو به جلو را طی کرده است، سرعت عملگر صفر است و زمانی که عملگر به نقطه‌ای با جابه‌جایی صفر می‌رسد حداکثر سرعت خود را دارد. این سرعت نسبتاً بالاست و در حدود چند کیلومتر بر ساعت است. در نتیجه نیروی قابل ملاحظه‌ای قابل ایجاد شدن است. حرکت ارتعاشی عملگر نیروی برشی زیادی می‌تواند در سیال اطراف خود ایجاد کرده و باعث انتقال نیرو به بافت و برش آن گردد. ایجاد ضربه و تنش برشی فقط به عملگرهای با مود طولی محدود نمی‌شود و در مودهای پیچشی و عرضی نیز قابل ایجاد است [۵۸].

در جدول ۱، انواع مکانیزم‌های تأثیر فراصوت به همراه تأثیراتی که در بافت دارند و به درمان کمک می‌کنند، بیان شده است.

۵. پارامترهای تأثیرگذار فراصوت

به علت گستردگی زیاد فراصوت، عوامل و پارامترهای زیادی را می‌توان در عملکرد فراصوت دخیل کرد. با توجه به اینکه در این مقاله کاربرد فراصوت در جراحی پزشکی مدنظر است، پارامترهای فرکانس ارتعاش و مودهای مختلف آن و همچنین توان و فشار آکوستیک بررسی می‌شوند.

۵-۱. فرکانس و مودهای ارتعاشی

یکی از ویژگی‌های فناوری فراصوت، قابلیت به کارگیری آن در مودهای ارتعاشی مختلف است. معمول‌ترین مود ارتعاشی در چاقوی جراحی فراصوت، ارتعاش خطی است که ابزار در راستای محور طولی خود ارتعاش می‌کند و به علت سادگی در تولید این نوع مود ارتعاشی، کاربردهای زیادی دارد. این نوع حرکت ارتعاشی اغلب با دامنه ۵۰ تا ۲۰۰ میکرون و فرکانس ۲۰ تا ۶۵ کیلوهرتز صورت می‌گیرد. حاصل ضرب سرعت عملگر در مساحت آن در جهت عمود بر حرکت، سرعت حجمی نامیده می‌شود که آن را می‌توان به قدرت منبع آکوستیک^{۲۲} مرتبط کرد. اگر قسمت انتهایی عملگر به صورت غیرمتقارن تعریف شود، می‌تواند در جهت‌های دیگر نیز حرکت داشته باشد. برای نمونه با خم کردن ابزار می‌توان آن را برای بریدن بافت بهینه‌تر نمود [۶۱].

نوع دیگر مود ارتعاشی، مود پیچشی است که حول محور طولی ابزار صورت می‌پذیرد. یک روش ایجاد آن استفاده از کوپلر مناسب است. فرکانس رزونانس در مود پیچشی با مود طولی متفاوت است. برای برش بافت با مود پیچشی باید انتهای عملگر خمیده باشد. در مود پیچشی، باید ایجاد تمرکز تنش‌های ناخواسته نیز مورد توجه قرار گیرند. ژوان لی و همکاران [۱۶] نشان دادند که با اضافه کردن مود پیچشی با ایجاد شیارهای ماریچ در هورن که در شکل ۳ مشاهده می‌شود، علاوه بر

افزایش تغییر شکل پیچشی انتهای ترانسدیوسر، جابه‌جایی محوری آن نیز افزایش می‌یابد (از ۹۳/۶ میکرون به ۹۶/۳ میکرون).

همچنین ابزار می‌تواند به صورت عرضی نیز ارتعاش کند و با ترکیب با ارتعاش طولی، عملگر می‌تواند حرکت بیضوی نیز داشته باشد. با شکل‌دهی به عملگر و با وجود تنها مود طولی می‌توان حرکات ترکیبی را در آن ایجاد کرد. البته این کار می‌تواند باعث ایجاد مودهای ناخواسته و همچنین تمرکز تنش در ابزار شود. در ترانسدیوسر طراحی شده توسط ژانگ و همکاران [۳۴]، هر دو مود طولی و عرضی با یکدیگر ترکیب شده‌اند تا ابزار جراحی بتواند حرکت بیضوی داشته باشد و حداکثر غضروف را مکش کند. برای ایجاد مود عرضی نیز هر پیژوالکتریک به دو قسمت مساوی برش خورده است تا هر نیمه بتواند در فاز مخالف ارتعاش کرده و مود عرضی را به وجود بیاورد.

۵-۲. توان آکوستیک

کل توان آکوستیک خروجی می‌تواند به صورت تابعی از فرکانس ارتعاش، دامنه و سطح مقطع عملگر نشان داده شود که در رابطه ۵ آورده شده است.

$$P = \frac{\rho c k^2 Q_s^2}{8\pi} \quad (5)$$

در رابطه بالا ρ چگالی محیط واسطه، c سرعت صوت در آن محیط، k عدد موج آکوستیک در رابطه ۶ و Q_s قدرت منبع آکوستیک است.

$$k = \frac{2\pi}{\lambda} = \frac{2\pi f}{c} \quad (6)$$

سرعت عمودی سطح برابر است با $2\pi f \delta$ که در آن δ جابه‌جایی نوک عملگر است. در نتیجه اگر A مساحت تحت ارتعاش باشد، قدرت منبع برابر می‌شود با $2\pi f \delta A$. با جای‌گذاری موارد بیان شده در رابطه ۵، توان آکوستیک بر حسب جابه‌جایی نوک عملگر، فرکانس عملکردی و ابعاد عملگر قابل دستیابی است که رابطه ۷ بیانگر آن است [۶۲].

$$P = \frac{2\pi^3 \rho f^4 A^2 \delta^2}{c} \quad (7)$$

امواج فراصوت باعث ایجاد یک نیرو بر محیط واسطه می‌شود که به آن نیروی تشعشی آکوستیک^{۲۳} اطلاق می‌شود و می‌تواند خروجی سیستم فراصوت را کالیبره کند. این نیرو می‌تواند باعث ایجاد تغییراتی بر روی ساختار سلول‌ها شود و در نتیجه برای اهداف تشخیصی نیز استفاده می‌گردد. این نیرو همچنین امکان به‌وجود آوردن جریان سیال را نیز دارد که به آن جریان آکوستیک^{۲۴} اطلاق می‌شود [۶۳].

در درمان با فراصوت متمرکز و با شدت بالا، می‌توان متناسب با اهداف درمانی، شدت را تنظیم کرد. ایشیکاوا و همکاران [۶۴] با اعمال فراصوت متمرکز با فرکانس ۳/۲ مگاهرتز بر روی رگ شکم یک موش دریافتند که با اعمال شدتی بین ۱۰۸۰ تا ۲۷۵۰ وات بر سانتی‌متر مربع، رگ دچار انقباض می‌گردد و در صورت افزایش شدت تا ۴۳۰۰ وات بر سانتی‌متر مربع، رگ به‌طور کامل مسدود می‌شود.

و جراحی همچنان در حال گسترش است. با وجود اینکه بافت محیط واسطه مناسبی برای امواج فراصوت است و همچنین با وجود امواجی با طول موج‌های متغیر، امکان ایجاد تغییر بر کل بافت و یا سلول‌های آن وجود دارد. امکان تأثیرگذاری بر بافت با استفاده از مکانیزم‌های مختلف نیز از دیگر دلایل امکان گسترش فراصوت در جراحی‌های پزشکی است.

یکی از کاربردهایی که امروزه بسیار مورد توجه قرار گرفته است، ارتقاء تجهیزات فراصوت با امکان درمان و تصویربرداری به‌صورت هم‌زمان است مانند پژوهش انجام شده در گروه تحقیقاتی لیم [۲۹]. تنها پارامترهای که در این تجهیزات باید متناسب با کاربرد تغییر کنند، فرکانس و شدت آکوستیک است. به‌عنوان نمونه می‌توان سریعاً پس از تشخیص خونریزی داخلی توسط تصویربرداری فراصوت، به جلوگیری از آن اقدام کرد تا بیمار خون کمتری از دست بدهد. با وجود اینکه پتانسیل فراصوت متمرکز برای درمان‌های غیرتهاجمی از جمله درمان سرطان شناخته شده و پیشرفت‌های زیادی در این زمینه صورت گرفته است ولی هنوز به‌طور فراگیر از این روش استفاده نمی‌شود. در حال حاضر این تجهیزات در حال بهینه شدن جهت استفاده گسترده و تجاری‌سازی هستند.

امروزه محققان به کوچک‌تر و سبک‌تر کردن چاقوهای جراحی فراصوت روی آورده‌اند [۴۵]. این کار هم دقت برش بافت را بالاتر می‌برد و هم امکان دسترسی به برخی نقاط دور از دسترس در بدن فراهم می‌شود (در جراحی‌های اندوسکوپی). در چاقوی فراصوت میکرو از پیژوالکتریک‌های صفحه‌ای استفاده می‌شود [۳۹].

۷. نتیجه‌گیری

کاربردهای فراصوت در جراحی پزشکی را می‌توان به دو دسته کاربردهای تهاجمی و غیرتهاجمی دسته‌بندی کرد. کاربردهای غیرتهاجمی مانند تصویربرداری و درمان فراصوت با استفاده از فراصوت متمرکز و با شدت بالا هستند. امروزه تلاش می‌شود تا با استفاده از فراصوت، تومورهای سرطانی درمان شوند.

جدول ۱. مکانیزم‌های تأثیر فراصوت در بافت و فواید آنها

عوامل	تأثیرها
برهم‌کنش گرمایی (جذب انرژی)	گرم شدن بافت و ایجاد شدن یک گرادیان گرمایی در آن
برهم‌کنش گرمایی (سایش گرمایی)	کشتن سلول‌ها و بافت
برهم‌کنش گرمایی (هایپرترمیا)	حساس کردن بافت در دمای پایین برای درمان‌های ثانویه
برهم‌کنش کاویتاسیون	انتقال انرژی به بافت به‌واسطه انفجار حباب‌ها - ایجاد تنش برشی - ایجاد شوک (در صورت ناپایدار بودن کاویتاسیون) - سایش و خوردگی بافت - افزایش نفوذپذیری بافت
برهم‌کنش ضربه	برش بافت (به‌ویژه بافت‌های سخت) از طریق ضربه مستقیم - وارد کردن نیروی برشی به سیال اطراف بافت هدف

۶. آینده تحقیقات

به دلیل تطبیق‌پذیری فراصوت به‌عنوان ابزاری برای دستکاری در بافت بدن، کاربردهای این فناوری در حوزه تجهیزات پزشکی

استفاده از این چاقوها دقت برش را به میزان قابل توجهی افزایش می‌دهد و همچنین جراح با وارد کردن نیروی کمتری، عملیات برش بافت را انجام می‌دهد. در طراحی ترانسدوسر استفاده شده در چاقوی جراحی فراصوت باید مواردی مانند فرکانس رزونانس، دامنه ارتعاشی، نسبت افزایش دامنه در هورن آن، هندسه و جنس اجزا، مود ارتعاشی و دیگر موارد مدنظر قرار گیرند و تلاش شود تا طراحی نسبت به کاربرد و پارامترهای هدف بهینه باشد.

ویژگی بارز این نوع از کاربرد فراصوت، عدم آسیب به بافت‌های میانی است. در درمان فراصوت به دلیل غیرتهاجمی بودن درمان، دقت باید بالا باشد و به همین دلیل است تصویربرداری حین درمان از اهمیت بالایی برخوردار است. دسته دوم کاربردهای فراصوت در پزشکی، کاربردهای تهاجمی است که اغلب در عمل‌های باز از این تجهیزات استفاده می‌شود. از جمله این تجهیزات می‌توان به انواع چاقوهای جراحی فراصوت که برای انواع بافت‌ها طراحی شده‌اند، اشاره کرد.

۷. مأخذ

- [1] Balamuth, Lewis, "Ultrasonics and dentistry", *Sound: Its uses and control*, 1963, Vol.2, no.2, pp.15-19.
- [2] Kelman, Charles D., "Phaco-emulsification and aspiration: A report of 500 consecutive cases", *American journal of ophthalmology*, 193, Vol.75, no.5, pp.764-768.
- [3] Flamm, Eugene S., Joseph Ransohoff, David Wuchinich, and Alan Broadwin, "Preliminary experience with ultrasonic aspiration in neurosurgery", *Neurosurgery*, 1978, Vol.2, no.3, pp.240-245.
- [4] Epstein, Fred, "The Cavitron ultrasonic aspirator in tumor surgery", *Clinical neurosurgery*, 1983, Vol.31, pp.497-505.
- [5] Horowitz, Neil S., and Janet S. Rader, "Role of the ultrasonic surgical aspirator in gynecology", *Obstetrics and Gynecology Clinics*, 2001, Vol.28, no.4, pp.775-790.
- [6] O'Daly, Brendan J., Edmund Morris, Graham P. Gavin, John M. O'Byrne, and Garrett B. McGuinness, "High-power low-frequency ultrasound: A review of tissue dissection and ablation in medicine and surgery", *Journal of materials processing technology*, 2008, Vol.200, no.1-3, pp.38-58.
- [7] Labanca, Mauro, Flavio Azzola, Raffaele Vinci, and Luigi F. Rodella, "Piezoelectric surgery: twenty years of use", *British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 2008, Vol.46, no.4, pp.265-269.
- [8] Vaezy, Shahram, Marilee Andrew, Peter Kaczkowski, and Lawrence Crum, "Image-guided acoustic therapy", *Annual review of biomedical engineering*, 2001, Vol.3, no.1, pp.375-390.
- [9] Dalecki, Diane, "Mechanical bioeffects of ultrasound", *Annu. Rev. Biomed. Eng.*, 2004, Vol.6, pp.229-248.
- [10] Gallego-Juárez, Juan A., and Karl F. Graff, eds., *Power ultrasonics: applications of high-intensity ultrasound*, Elsevier, 2014.
- [11] Kellogg, Scott, and Stephen DiMatteo, "Portable ultrasonic scalpel/cautery device", *U.S. Patent Application 10/347,497*, filed July 31, 2003.
- [12] Van Der Burgt, C. M., and H. S. J. Pijls, "Motional positive feedback systems for ultrasonic power generators", *IEEE transactions on ultrasonics engineering*, 1963, 1Vol.0, no.1, pp.2-18.
- [13] Ying, Chen, Zhou Zhaoying, and Zhang Ganghua, "Effects of different tissue loads on high power ultrasonic surgery scalpel", *Ultrasound in medicine & biology*, 2006, Vol.32, no.3, pp.415-420.
- [14] Faulkner, L. L., and S. B. Menkes, "*Ultrasonics: Fundamentals, Technology, Applications*", 1988.
- [15] Abdullah, Amir, Mohsen Shahini, and Abbas Pak, "An approach to design a high power piezoelectric ultrasonic transducer", *Journal of Electroceramics*, 2009, Vol.22, no.4, Vol.369-382.
- [16] Li, Jinhua, Xinyu Dong, Guanghao Zhang, Zhicheng Guo, Guokai Zhang, and Chaoyang Shi, "An Enhanced Hemostatic Ultrasonic Scalpel Based on the Longitudinal-Torsional Vibration Mode", *IEEE Access*, 2021, Vol.9, pp.10951-10961.

- [17] Mathieson, Andrew C., "Nonlinear characterisation of power ultrasonic devices used in bone surgery", PhD diss., *University of Glasgow*, 2012.
- [18] Li, Jianmin, Haikuan Liu, Jinhua Li, Yingkan Yang, and Shuxin Wang, "Piezoelectric transducer design for an ultrasonic scalpel with enhanced dexterity for minimally invasive surgical robots", *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part C: Journal of Mechanical Engineering Science*, 2020, Vol.234, no.7, pp.1271-1285.
- [19] Tsujino, Jiromaru, Tetsugi Ueoka, Kenichi Otoda, and Atsushi Fujimi, "One-dimensional longitudinal-torsional vibration converter with multiple diagonally slitted parts", *Ultrasonics*, 2000, Vol.38, no.1-8, pp.72-76.
- [20] Mathieson, Andrew, Andrea Cardoni, Niccolò Cerisola, and Margaret Lucas, "Understanding nonlinear vibration behaviours in high-power ultrasonic surgical devices", *Proceedings of the Royal Society A: Mathematical, Physical and Engineering Sciences*, 2015, Vol.471, no.2176, pp.20140906.
- [21] *Safe and atraumatic ultrasonic piezo bone surgery*, S. (FRANCE), Editor. 2017, COMEG Medical Technologies. accessed September 2021,
<https://www.comegmedical.com/en/uploads/media/default/0001/02/1aad55f6171ea4152898a8f38211034aaf02febf.pdf>
- [22] *EndoWrist Instruments & Accessories Catalog*. 2005, Intuitive Surgical. accessed September 2021,
https://www.gfmer.ch/EGRU_En/pdf/EndoWrist_Inst_Acces_Cat_Q3_2005.pdf
- [23] Clement, G. T., "Perspectives in clinical uses of high-intensity focused ultrasound", *Ultrasonics*, 2004, Vol.42, no.10, pp.1087-1093.
- [24] Evans, Kevin D., Brandon Weiss, and Michael Knopp, "High-intensity focused ultrasound (HIFU) for specific therapeutic treatments: a literature review", *Journal of Diagnostic Medical Sonography*, 2007, Vol.23, no.6, pp.319-327.
- [25] Mason, Timothy J., "Therapeutic ultrasound an overview", *Ultrasonics sonochemistry*, 2011, Vol.18, no.4, pp.847-852.
- [26] Vaezy, Shahram, and Vesna Zderic, "Hemorrhage control using high intensity focused ultrasound", *International Journal of Hyperthermia*, 2007, Vol.23, no.2, pp.203-211.
- [27] Ram, Zvi, Zvi R. Cohen, Sagi Harnof, Sigal Tal, Meir Faibel, Dvora Nass, Stephan E. Maier, Moshe Hadani, and Yael Mardor, "Magnetic resonance imaging-guided, high-intensity focused ultrasound for brain tumor therapy", *Neurosurgery*, 2006, Vol.59, no.5, pp.949-956.
- [28] Wu, Feng, Wen-Zhi Chen, Jin Bai, Jian-Zhong Zou, Zhi-Long Wang, Hui Zhu, and Zhi-Biao Wang, "Tumor vessel destruction resulting from high-intensity focused ultrasound in patients with solid malignancies", *Ultrasound in medicine & biology*, 2002, Vol.28, no.4, pp.535-542.
- [29] Lim, Hae Gyun, Hyunhee Kim, Kyungmin Kim, Jeongwoo Park, Yeonggeun Kim, Jinhee Yoo, Dasom Heo, Jinhwan Baik, Sung-Min Park, and Hyung Ham Kim, "Thermal ablation and high-resolution imaging using a back-to-back (BTB) dual-mode ultrasonic transducer: In vivo results", *Sensors*, 2021, Vol.21, no.5, p.1580.
- [30] Curiel, Laura, Rajiv Chopra, and Kullervo Hynynen, "In vivo monitoring of focused ultrasound surgery using local harmonic motion", *Ultrasound in medicine & biology*, 2009, Vol.35, no.1, pp.65-78.
- [31] Cannata, Jonathan M., Timothy A. Ritter, Wo-Hsing Chen, Ronald H. Silverman, and K. Kirk Shung, "Design of efficient, broadband single-element (20-80 MHz) ultrasonic transducers for medical imaging applications", *IEEE transactions on ultrasonics, ferroelectrics, and frequency control*, 2003, Vol.50, no.11, pp.1548-1557.
- [32] Khuri-Yakub, Butrus T., and Ömer Oralkan, "Capacitive micromachined ultrasonic transducers for medical imaging and therapy", *Journal of micromechanics and microengineering*, 2011, Vol.21, no.5, pp.054004.
- [33] Linebarger, Eric J., David R. Hardten, Gaurav K. Shah, and Richard L. Lindstrom, "Phacoemulsification and modern cataract surgery", *Survey of ophthalmology*, 1999, Vol.44, no.2, pp.123-147.

- [34] Zhang, Shibo, Yifan Guo, Zhenchang Chen, Gengzhuo Li, Qiongyu Guo, Yongbo Wu, and Jiang Zeng, "Proposal for a novel elliptical ultrasonic aspirator and its fundamental performance in cartilage removal", *Ultrasonics*, 2021, Vol.109, p.106259.
- [35] Bethke, W., "Phaco: New tech, new techniques", *Review of Ophthalmology: Online Review*, 2011, Vol.11, no.33.
- [36] Amaral, Joseph F., "The experimental development of an ultrasonically activated scalpel for laparoscopic use", *Surgical laparoscopy & endoscopy*, 1994, Vol.4, no.2, pp.92-99.
- [37] MacBeath, A., "Ultrasonic Bone Cutting, University of Glasgow", PhD diss., Ph. D. Thesis, 2006.
- [38] *ULTRASONIC SURGICAL SYSTEM*. 2019: Innolcon Medical Technology (Suzhou) Co., Ltd. accessed September 2021, <http://www.innolcon.com/uss1.html? l=en>
- [39] Kurosawa, Minoru, and Yuji Umehara, "A micro ultrasonic scalpel with modified stepped horn," *Electronics and Communications in Japan*, 2012, Vol.95, no.8, pp.44-51.
- [40] Li, Xue, Chang Su, and Wei-jun Lin, "Preliminary Simulation and Optimization Design of Ultrasonic Harmonic Scalpel", In *2019 13th Symposium on Piezoelectricity, Acoustic Waves and Device Applications (SPAWDA)*, 2019, pp.1-5. IEEE.
- [41] Dolan, E. B., M. G. Haugh, D. Tallon, C. Casey, and L. M. McNamara, "Heat-shock-induced cellular responses to temperature elevations occurring during orthopaedic cutting", *Journal of The Royal Society Interface*, 2012, Vol.9, no.77, pp.3503-3513.
- [42] *mectron s.p.a*, 2019: Italia. Accessed September 2021, https://dental.mectron.us/fileadmin/user_upload/dental/usa/pdf/product_brochures/us_bro_piezosurgery_inserts.pdf
- [43] Claire, Sunil, Simon C. Lea, and A. Damien Walmsley, "Characterisation of bone following ultrasonic cutting", *Clinical oral investigations*, 2013, Vol.17, no.3, pp.905-912.
- [44] Bejarano, Fernando, Andrew Feeney, Robert Wallace, Hamish Simpson, and Margaret Lucas, "An ultrasonic orthopaedic surgical device based on a cymbal transducer", *Ultrasonics*, 2016, Vol.72, pp.24-33.
- [45] Li, Xuan, Thomas Stritch, and Margaret Lucas, "Design of Miniature Ultrasonic Surgical Devices", In *2019 IEEE International Ultrasonics Symposium (IUS)*, 2019, pp.2641-2644. IEEE.
- [46] Cobbold, Richard SC., *Foundations of biomedical ultrasound*, Oxford university press, 2006.
- [47] Rybyanets, A. N., A. A. Naumenko, O. A. Sapozhnikov, and V. A. Khokhlova, "New methods and transducer designs for ultrasonic diagnostics and therapy", *Physics procedia*, 2015, Vol.70 pp.1152-1156.
- [48] Chung, Andrew H., Ferenc A. Jolesz, and Kullervo Hynynen, "Thermal dosimetry of a focused ultrasound beam in vivo by magnetic resonance imaging", *Medical physics*, 1999, Vol.26, no.9, pp.2017-2026.
- [49] Diederich, Chris J., and Kullervo Hynynen, "Ultrasound technology for hyperthermia", *Ultrasound in medicine & biology*, 1999, Vol.25, no.6, pp.871-887.
- [50] Liu, Jingfei, Josquin Foiret, Douglas N. Stephens, Olivier Le Baron, and Katherine W. Ferrara, "Development of a spherically focused phased array transducer for ultrasonic image-guided hyperthermia", *Physics in Medicine & Biology*, 2016, Vol.61, no.14, pp.5275.
- [51] Li, Chenghai, Yanye Yang, Xiasheng Guo, Juan Tu, Pintong Huang, Faqi Li, and Dong Zhang, "Enhanced ultrasonic focusing and temperature elevation via a therapeutic ultrasonic transducer with sub-wavelength periodic structure", *Applied Physics Letters*, 2017, Vol.111, no.5, pp.053701.
- [52] Chaussy, C. H., Walter Brendel, and E. Schmiedt, "Extracorporeally induced destruction of kidney stones by shock waves", *The Lancet*, 1980, Vol.316, no.8207, pp.1265-1268.
- [53] Hynynen, Kullervo, Andrew H. Chung, Vincent Colucci, and Ferenc A. Jolesz, "Potential adverse effects of high-intensity focused ultrasound exposure on blood vessels in vivo", *Ultrasound in medicine & biology*, 1996, Vol.22, no.2, pp.193-201.
- [54] Sokka, S. D., R. King, and K. Hynynen, "MRI-guided gas bubble enhanced ultrasound heating in in vivo rabbit thigh", *Physics in Medicine & Biology*, 2003, Vol.48, no.2, p.223.
- [55] VanBavel, E., "Effects of shear stress on endothelial cells: possible relevance for ultrasound applications", *Progress in biophysics and molecular biology*, 2007, Vol.93, no.1-3, pp.374-383.

- [56] Ohl, Claus-Dieter, Manish Arora, Roy Ikink, Nico De Jong, Michel Versluis, Michael Delius, and Detlef Lohse, "Sonoporation from jetting cavitation bubbles", *Biophysical journal*, 2006, Vol.91, no.11, pp.4285-4295.
- [57] Ibsen, Stuart, Carolyn E. Schutt, and Sadik Esener, "Microbubble-mediated ultrasound therapy: a review of its potential in cancer treatment", *Drug design, development and therapy*, 2013, Vol.7, p.375.
- [58] O'Daly, Brendan J., Edmund Morris, Graham P. Gavin, John M. O'Byrne, and Garrett B. McGuinness, "High-power low-frequency ultrasound: A review of tissue dissection and ablation in medicine and surgery", *Journal of materials processing technology*, 2008, Vol.200, no.1-3, pp.38-58.
- [59] *Sonopet Product CATALOG*. 2013, Stryker. Accessed September 2021, <https://www.easmed.com/main/wp-content/uploads/Sonopet-Brochure.pdf>
- [60] Singh, Ravinder Pal, Pulak Mohan Pandey, Asit Ranjan Mridha, and Tanuj Joshi, "Experimental investigations and statistical modeling of cutting force and torque in rotary ultrasonic bone drilling of human cadaver bone", *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, 2020, Vol.234, no.2, pp.148-162.
- [61] Mason, Warren P., "Physical acoustics and the properties of solids", *The Journal of the Acoustical Society of America*, 1956, Vol.28, no.6, pp.1197-1206.
- [62] Schafer, M. E., and Alan Broadwin, "Acoustical characterization of ultrasonic surgical devices", In *1994 Proceedings of IEEE Ultrasonics Symposium*, 1994, Vol. 3, pp.1903-1906. IEEE.
- [63] Nightingale, Kathryn R., Phyllis J. Kornguth, William F. Walker, Bruce A. McDermott, and Gregg E. Trahey, "A novel ultrasonic technique for differentiating cysts from solid lesions: preliminary results in the breast", *Ultrasound in medicine & biology*, 1995, Vol.21, no.6, pp.745-751.
- [64] Ishikawa, Tetsuya, Takashi Okai, Kazuaki Sasaki, Shin-ichiro Umemura, Rei Fujiwara, Miki Kushima, Mitsuyoshi Ichihara, and Kiyotake Ichizuka, "Functional and histological changes in rat femoral arteries by HIFU exposure", *Ultrasound in medicine & biology*, 2003, Vol.29, no.10, pp.1471-1477.

بی نوشت

1. Ultrasonic Transducers
2. Emulsification
3. Generator
4. Horn
5. Broad-band transducer
6. Langevin
7. Narrow-band transducer
8. High-intensity focused ultrasound (HIFU)
9. Coagulative Necrosis
10. Magnetic resonance imaging-guided
11. Bandwidth
12. Capacitive micromachined ultrasonic transducers
13. Classical cymbal transducer
14. Scattering
15. Relaxation
16. Lattice
17. parenchyma
18. Thermal ablation
19. Apoptosis
20. HIFU therapy
21. Hyperthermia
22. Acoustic source strength
23. Acoustic radiation force
24. Acoustic streaming