

بِسْمِ اللَّهِ الرَّحْمَنِ الرَّحِيمِ



گروه مکانیک

پایان نامه:

برای دریافت درجه کارشناسی ارشد در رشته مهندسی مکانیک

عنوان:

بررسی اثرات امواج فراصوتی بر روی یک محفظه به همراه کاویتاسیون

استاد راهنما:

دکتر حسین احمدی کیا

استاد مشاور:

دکتر شهره علیمحمدی

پژوهشگر:

فاطمه شریفی

24 بهمن 1389

کلیه امتیازهای این پایان‌نامه به دانشگاه بوعلی سینا تعلق دارد. در صورت استفاده از تمام یا بخشی از مطالب این پایان‌نامه در مجلات، کنفرانس‌ها و یا سخنرانی‌ها، باید نام دانشگاه بوعلی سینا یا استاد راهنمای پایان‌نامه و نام دانشجو با ذکر مأخذ و ضمن کسب مجوز کتبی از دفتر تحصیلات تکمیلی دانشگاه ثبت شود. در غیر این صورت مورد پیگرد قانونی قرار خواهد گرفت. درج آدرس‌های ذیل در کلیه مقالات خارجی و داخلی مستخرج از تمام یا بخشی از مطالب این پایان‌نامه در مجلات، کنفرانس‌ها و یا سخنرانی‌ها الزامی می‌باشد.

....., Bu-Ali Sina University, Hamedan, Iran.

مقالات خارجی

..... گروه دانشکده دانشگاه بوعلی سینا، همدان.

مقالات داخلی



دانشگاه بوعلی سینا
مشخصات رساله/پایان نامه تحصیلی

عنوان:

بررسی اثرات امواج فراصوتی بر روی یک محفظه به همراه کاویتاسیون

نام نویسنده: فاطمه شریفی

نام استاد راهنما: دکتر حسین احمدی کیا

نام استاد مشاور: دکتر شهره علیمحمدی

دانشکده: مهندسی

گروه آموزشی: مکانیک

رشته تحصیلی: مکانیک

گرایش تحصیلی: تبدیل انرژی

مقطع تحصیلی: کارشناسی ارشد

تاریخ تصویب: 1388/1/24

تاریخ دفاع: 1389/11/24

تعداد صفحات: 155

چکیده:

یکی از روش‌های غیر تهاجمی استفاده از امواج فراصوتی پر شدت در از بین بردن تومورها می‌باشد. در روش جراحی غیر تهاجمی تومور مغز، امواج فراصوتی در یک نقطه‌ی خاص تمرکز می‌یابند. به کمک این روش دمای سلول‌های تومور، بالا رفته و سایر سلول‌های سالم مغز دست نخورده باقی می‌مانند. در این پایان نامه به منظور بررسی اثرات امواج فراصوتی متمرکز، مغز انسان به صورت دو بعدی و سه بعدی شبیه سازی شده است. یکی از عوامل محدود کننده در استفاده از این روش، وجود استخوان جمجمه می‌باشد. ابتدا امواج فراصوتی از طریق دریچه ایجاد شده در جمجمه به مغز فرستاده شد. سپس شبیه سازی روش صد در صد غیر تهاجمی انجام شده و حباب زایی آکوستیک مورد مطالعه قرار گرفته است. در مغز با استخوان جمجمه دست نخورده با استفاده از فرکانس‌های پایین تر و با افزایش دامنه‌ی فشار، امواج فراصوتی متمرکز شدند. نتایج نشان دهنده‌ی این مطلب هستند که توزیع فشار درون مغز بسیار تابع فرکانس امواج می‌باشد. با افزایش فرکانس، منطقه‌ی تمرکز کوچک تر و توزیع فشار متمرکزتر می‌گردد. به منظور دستیابی به توزیع دمای مستقل از اثرات گردش خون، می‌بایست زمان برخورد امواج کاهش یابد. افزایش دامنه‌ی موج فراصوتی، افزایش فرکانس و افزایش مدت زمان تابش امواج موجب افزایش دمای بافت می‌گردند. امواج فراصوتی پر شدت می‌توانند موجب حباب‌زایی در ماده گردند. در ابتدا رفتار حباب در محلول آب و گلیسرین شبیه سازی شد و نتایج آن با نتایج تجربی مقایسه گردید. تطابق بسیار خوبی بین نتایج عددی و تجربی مشاهده شد. سپس رفتار حباب هوا در آب مورد مطالعه قرار گرفت. نتایج نشان دهنده‌ی افزایش قطر حباب ماکزیمم و سرعت دیواره‌ی حباب با افزایش دامنه‌ی فشار آکوستیکی می‌باشد. افزایش دامنه‌ی فشار باعث تأخیر در کاهش ناگهانی قطر حباب می‌گردد. در نهایت به بررسی امکان ایجاد حباب در حین درمان به کمک امواج فراصوتی متمرکز پر شدت پرداخته شده است و ایجاد حباب به واسطه‌ی برخورد امواج فراصوتی در خون موجود در رگ‌های مغز و در مایع Cerebrospinal (CSF) بررسی گردیده است. با توجه به نتایج بدست آمده می‌توان دریافت که احتمال حباب‌زایی در مغز در حین تابش امواج فراصوتی وجود دارد. بنابراین، قبل از به کارگیری این امواج می‌بایست از عدم ایجاد حباب‌زایی به خصوص حباب‌زایی اینرسی اطمینان حاصل نمود.

واژه‌های کلیدی: امواج صوتی، اولتراسوند، آکوستیک، تومور مغز، حباب‌زایی

تقدیم به

پدر و مادر عزیزم

به پاس ارج نهادن به زحماتی که جبران آن هرگز برایم میسر
نیست

منت خدای را عز و جل که طاعتش موجب قربت است و به شکر اندرش
مزید نعمت

سپاس مخصوص خداوندی است که نخستین موجود است و پیش از او
چیزی نبوده و آخرین موجود است و بعد از او چیزی نیست. خدایی که
دیده‌ی بینندگان از وجود او ناتوان و اندیشه‌ی گویندگان از وصف او عاجز
است. اوست که به انسان نعمت هستی بخشید و او را به زیور علم و دانش
بیاراست.

پژوهشگر لازم می‌داند، از کلیه افرادی که در تدوین این پژوهش وی را
یاری رسانیده‌اند، تشکر و قدردانی نماید.

تشکر و سپاس ویژه‌ی خود را به استاد فرهیخته و ارجمندم جناب آقای
دکتر حسین احمدی‌کیا که صمیمانه مرا مساعدت و راهنمایی نموده و در
تمامی مراحل این پایان نامه از هیچ‌گونه همفکری دریغ نوزیدند، تقدیم
می‌دارم.

صمیمانه ترین تقدیرها و تشکرها را به خانواده‌ی عزیزم، پدر، مادر و برادرم
که در طول مدت طولانی انجام این پژوهش، صمیمانه و بردبارانه در تمامی
لحظات، با تمام وجود در کلیه مراحل تحقیق همراه من بودند و همه جانبه
مرا پشتیبانی نمودند، تقدیم می‌نمایم.

مراتب قدردانی و سپاس خود را نسبت به استاد مشاور ارجمند سرکار خانم
دکتر شهره علی‌محمدی تقدیم می‌نمایم.

از اساتید محترم جناب آقای دکتر محمد امیری و جناب آقای دکتر محسن گودرزی که با وجود مشغله کاری فراوان داوری این پایان نامه را بر عهده گرفتند، کمال تشکر را دارم.

از استاد محترم جناب آقای دکتر سهراب بهنیا که مرا در راستای این پژوهش یاری رسانیدند، تشکر می‌نمایم.

از دوستان عزیز و مهربانم خانم‌ها مینا کرمی، زهره سلیمی، آسیه راهبی، مهیار لیریایی، مرضیه حسینی، لیلا شامخی، نعیمه فخار، نفیسه خدایاری و غزاله عزیزپور که مرا صمیمانه یاری نموده‌اند، تشکر می‌نمایم.

از همکاری کلیه کارمندان و نگهبانان دانشگاه، به ویژه مسئولین سایت کامپیوتر دانشکده مهندسی، سرکارخانم مهندس بهرامی و جناب آقای مهندس مقصودی و جناب آقای طهماسبی، مسئولین کتابخانه‌های دانشگاه بوعلی سینا به ویژه مسئول کتابخانه‌ی دانشکده مهندسی، سرکار خانم وزیری که با همکاری مشفقانه‌ی خود مرا در پیشبری این پایان نامه یاری نمودند، سپاس‌گزاری می‌نمایم.

در پایان لازم می‌دانم از لطف و زحمات تمامی آموزگارانم، اساتید گروه مهندسی مکانیک دانشگاه بوعلی سینا و از تمامی کسانی که از کمک و همراهی ایشان در این دوران بهره‌مند بودم، تشکر نمایم.

فاطمه شریفی

بهمن 1389

1	فصل 1 مقدمه و مروری بر منابع مطالعاتی.....
2	1-1. اصول اساسی امواج فراصوتی.....
4	2-1. اثرات گرمایی.....
7	1-2-1. درمان به کمک برداشتن بخشی از استخوان جمجمه.....
9	2-2-1. درمان بدون برداشتن بخشی از استخوان جمجمه.....
13	3-1. اثرات مکانیکی و حباب‌زایی.....
17	4-1. هدف و مراحل انجام کار.....
19	فصل 2 معادلات حاکم.....
20	1-2. انتشار امواج فراصوتی در مایعات و گازها.....
21	2-2. رفتار الاستیک شاره‌ها.....
26	3-2. معادله‌ی موج تخت.....
27	4-2. فرم هارمونیک معادله‌ی موج.....
28	5-2. حل معادله‌ی موج تخت.....
29	6-2. طول موج.....
29	7-2. شدت موج آکوستیک.....
31	8-2. تضعیف امواج صوتی.....
33	فصل 3 اثرات زیستی امواج فراصوتی.....
34	1-3. اثرات گرمایی.....
35	2-3. اثرات غیر گرمایی.....
37	1-2-3. معادلات حرکت.....
41	2-2-3. حل معادله‌ی حرکت.....
44	3-2-3. آستانه‌ی حباب‌زایی.....
49	فصل 4 روش حل عددی.....
50	1-4. مقدمه.....
51	2-4. مدول آکوستیک در کامپوزیت.....
55	3-4. شبیه‌سازی مغز به صورت دو بعدی.....
57	4-4. شبیه‌سازی مغز به صورت سه بعدی.....
60	5-4. حباب‌زایی آکوستیک.....
64	فصل 5 بررسی نتایج.....
65	1-5. مقدمه.....
65	1-1-5. شبیه‌سازی مغز دو بعدی.....

71 2-1-5. شبیه سازی مغز سه بعدی
72 3-1-5. تمرکز امواج توسط ترنزدیوسر
74 4-1-5. شبیه سازی حباب‌زایی
75 2-5. نتایج شبیه سازی برخورد امواج فراصوتی به مغز
75 1-2-5. مغز بدون استخوان
89 2-2-5. مغز با استخوان
93 3-2-5. شبیه سازی مغز سه بعدی
96 3-5. نتایج حباب‌زایی
96 1-3-5. حباب‌زایی در آب و گلیسرین و مقایسه با حالت تجربی
97 2-3-5. حباب‌زایی در آب
106 3-3-5. حباب‌زایی در مغز
111 4-5. جمع بندی
115 5-5. پیشنهادات برای پژوهش‌های آینده
116 پیوست الف معادلات تغییر اندازه‌ی حباب
121 پیوست ب آستانه‌ی بلیک
125 پیوست ج برنامه‌ی رایانه‌ای حباب‌زایی

فهرست جداول

صفحه	عنوان
69	جدول 5-1. خواص گرمایی مواد مورد استفاده در این رساله
70	جدول 5-2. خواص آکوستیکی استفاده شده در این رساله
70	جدول 5-3. ضریب اتلاف بر حسب فرکانس
72	جدول 5-4. مطالعه‌ی شبکه برای مدل مغز سه بعدی
87	جدول 5-5. مساحت بافت تحت تأثیر امواج فراصوتی $f = 500 \text{ kHz}$, $p = 0,3 \text{ MPa}$
88	جدول 5-6. مساحت بافت تحت تأثیر امواج فراصوتی $p = 0,15 \text{ MPa}$
88	جدول 5-7. مساحت بافت تحت تأثیر امواج فراصوتی $p = 0,3 \text{ MPa}$
96	جدول 5-8. مشخصات آکوستیکی محلول آب و گلیسرین
98	جدول 5-9. مشخصات آکوستیکی آب
109	جدول 5-10. مشخصات آکوستیکی خون و مایع CSF

صفحه	عنوان
3	شکل 1-1. حرکت ذرات در اثر عبور موج فراصوتی
4	شکل 2-1. اشکال مختلف انتشار موج (الف) موج طولی خطی فشاری، (ب) موج برشی (ج) موج پیچشی
6	شکل 3-1. رابطه‌ی دما- زمان ایجاد مرگ موضعی برای بافت مرجع
11	شکل 4-1. (الف) تفرق امواج در حین عبور از مجسمه (ب) تمرکز امواج متفرق به کمک ترنزدیوسر فازی
12	شکل 5-1. تصویر MRI ترنزدیوسر و مغز
14	شکل 6-1. رفتار حباب در حباب‌زایی اینرسی
17	شکل 7-1. (الف) آستانه‌ی شدت حباب‌زایی اینرسی در مغز خرگوش (ب) آستانه‌ی دامنه‌ی فشار در حباب‌زایی اینرسی بر حسب فرکانس، در ماهیچه‌ی ران سگ
20	شکل 1-2. موج تخت
22	شکل 2-2. تغییر مکان‌های طولی در موج تخت طولی
30	شکل 3-2. شدت موج صوتی
37	شکل 1-3. نیروهای اصلی وارد شونده بر روی یک حباب
56	شکل 1-4. عکس MRI، نمای sagittal مغز
56	شکل 2-4. هندسه‌ی دو بعدی مغز (الف) با استخوان، (ب) بدون استخوان
57	شکل 3-4. شمای کلی نحوه‌ی تمرکز یافتن امواج پس از عبور از ترنزدیوسر
57	شکل 4-4. هندسه‌ی دو بعدی مغز به همراه ترنزدیوسر
58	شکل 5-4. مدل سه بعدی مغز در نرم افزار مطلب
59	شکل 6-4. مدل سه بعدی مغز در نرم افزار Auto Cad
59	شکل 7-4. مدل سه بعدی مغز در نرم افزار Solid Work
60	شکل 8-4. مشخصات ترنزدیوسر سه بعدی
66	شکل 1-5. مطالعه‌ی شبکه‌ی مدل مغز بدون استخوان $p = 1,5 \times 10^5 \text{ Pa}$ ، $f = 100 \text{ kHz}$ ، در زمان $t = 100 \text{ s}$

- 66 شکل 2-5. دمای نقطه تمرکز در مغز در شبکه‌های مختلف برای $p = 1,5 \times 10^5 \text{ Pa}$, $f = 100 \text{ kHz}$
- 67 شکل 3-5. شبکه بندی مغز در حالت بدون استخوان با شبکه بندی با 41104 المان
- 68 شکل 4-5. دمای نقطه‌ی تمرکز در گام‌های زمانی مختلف در مدل مغز بدون استخوان در شرایط
 $p = 1,5 \times 10^5 \text{ Pa}$, $f = 100 \text{ kHz}$
- 71 شکل 5-5. مطالعه‌ی شبکه مدل مغز سه بعدی در نقطه‌ی تمرکز
- 72 شکل 6-5. شبکه بندی هندسه‌ی مدل سه بعدی مغز
- 73 شکل 7-5. تمرکز امواج در ترنزدیوسر کروی
- 74 شکل 8-5. نمودار تغییرات فشار در راستای محور افقی گذرنده از نقطه‌ی تمرکز، $P = 0,15 \text{ MPa}$
- 76 شکل 9-5. توزیع فشار امواج فراصوتی در مغز $f = 500 \text{ kHz}$, $P = 0,15 \text{ MPa}$, $t = 240 \text{ s}$
- 76 شکل 10-5. توزیع دمای ناشی از جذب امواج فراصوتی در مغز $f = 500 \text{ kHz}$, $P = 0,15 \text{ MPa}$,
 $t = 240 \text{ s}$
- 77 شکل 11-5. تغییرات دما درون مغز نسبت به زمان $f = 500 \text{ kHz}$, $p = 0,15 \text{ MPa}$
- 78 شکل 12-5. توزیع فشار امواج فراصوتی در مغز $f = 500 \text{ kHz}$, $P = 0,3 \text{ MPa}$, $t = 20 \text{ s}$
- 78 شکل 13-5. توزیع دما ناشی از جذب امواج فراصوتی در مغز $f = 500 \text{ kHz}$, $P = 0,3 \text{ MPa}$, $t = 20 \text{ s}$
- 79 شکل 14-5. تغییرات دما درون مغز نسبت به زمان $f = 500 \text{ kHz}$, $p = 0,3 \text{ MPa}$
- 80 شکل 15-5. توزیع فشار امواج فراصوتی در مغز $f = 700 \text{ kHz}$, $P = 0,3 \text{ MPa}$, $t = 10 \text{ s}$
- 80 شکل 16-5. توزیع دما ناشی از جذب امواج فراصوتی در مغز $f = 700 \text{ kHz}$, $P = 0,3 \text{ MPa}$, $t = 10 \text{ s}$
- 81 شکل 17-5. تغییرات دمای نقطه‌ی تمرکز نسبت به زمان در فرکانس‌های مختلف، $p = 1,5 \times 10^5 \text{ Pa}$
- 82 شکل 18-5. تغییرات دمای نقطه‌ی تمرکز نسبت به زمان در فرکانس‌های مختلف، $p = 3 \times 10^5 \text{ Pa}$
- 83 شکل 19-5. تغییرات دمای نقطه‌ی تمرکز نسبت به زمان در فرکانس‌های مختلف، $p = 4 \times 10^5 \text{ Pa}$
- 84 شکل 20-5. تغییرات دمای نقطه‌ی تمرکز نسبت به زمان در دامنه‌ی فشار امواج فراصوتی مختلف،
 $f = 300$
- 85 شکل 21-5. تغییرات دمای نقطه‌ی تمرکز نسبت به زمان در دامنه‌ی فشار امواج فراصوتی مختلف،
 $f = 500 \text{ kHz}$
- 86 شکل 22-5. تغییرات دمای نقطه‌ی تمرکز در زمان $t = 240 \text{ s}$ نسبت به فرکانس و دامنه‌ی فشار مختلف

- 89 شکل 5-23. توزیع دمای ناشی از جذب امواج فراصوتی در مغز $p = 3 \text{ MPa}$, $f = 200 \text{ kHz}$, $t = 20 \text{ s}$
- شکل 5-24. توزیع فشار امواج فراصوتی در مغز $p = 1,5 \text{ MPa}$, (الف) $f = 250 \text{ kHz}$, (ب) $f = 200 \text{ kHz}$
90
- شکل 5-25. توزیع دمای ناشی از جذب امواج فراصوتی در مغز $p = 1,5 \text{ MPa}$, $t = 0,7 \text{ s}$, (الف) $f = 250 \text{ kHz}$
91 $f = 200 \text{ kHz}$ (ب) $f =$
- شکل 5-26. توزیع دما در طول خط افقی گذرنده از نقطه‌ی تمرکز $p = 1,5 \text{ MPa}$, $f = 250 \text{ kHz}$
91
- شکل 5-27. توزیع شدت در طول خط افقی گذرنده از نقطه‌ی تمرکز $p = 1,5 \text{ MPa}$, $f = 250 \text{ kHz}$
92
- شکل 5-28. تغییرات دمای نقطه‌ی تمرکز نسبت به زمان در دامنه‌ی فشار مختلف، $f = 250 \text{ kHz}$
93
- شکل 5-29. تغییرات دمای نقطه‌ی تمرکز نسبت به دامنه‌ی فشار با گذشت زمان، $f = 200 \text{ kHz}$
93
- شکل 5-30. توزیع فشار موج فراصوتی در صفحه‌ی sagittal مغز 3D $p = 1,5 \text{ MPa}$, $f = 300 \text{ kHz}$
94
- شکل 5-31. توزیع فشار موج فراصوتی در صفحه‌ی axial مغز 3D $p = 1,5 \text{ MPa}$, $f = 250 \text{ kHz}$
94
- شکل 5-32. توزیع دما در صفحه‌ی sagittal مغز 3D $p = 1,5 \text{ MPa}$, $f = 250 \text{ kHz}$ در زمان $t = 20 \text{ s}$
95
- شکل 5-33. توزیع دما در صفحه‌ی axial مغز 3D $p = 1,5 \text{ MPa}$, $f = 300 \text{ kHz}$ در زمان $t = 20 \text{ s}$
95
- شکل 5-34. مقایسه‌ی بین نتایج بدست آمده از روش عددی و نتایج تجربی اهل
97
- شکل 5-35. پیش‌بینی تغییرات قطر حباب نسبت به زمان به کمک روش‌های مختلف $p = 1 \text{ bar}$ و $f = 20 \text{ kHz}$
99
- شکل 5-36. پیش‌بینی تغییرات قطر حباب نسبت به زمان به کمک روش‌های مختلف پیش‌بینی رفتار حباب $p = 4 \text{ bar}$ و $f = 20 \text{ kHz}$
99
- شکل 5-37. پیش‌بینی تغییرات قطر حباب نسبت به زمان به کمک روش‌های مختلف حل معادله‌ی دیفرانسیل معمولی $p = 4 \text{ bar}$ و $f = 20 \text{ kHz}$
100
- شکل 5-38. تغییرات فشار نسبت به زمان در فشار آکوستیکی $p = 1 \text{ bar}$
102
- شکل 5-39. شعاع حباب بر حسب زمان در فشار $p = 1 \text{ bar}$ و $f = 20 \text{ kHz}$
102
- شکل 5-40. سرعت دیواره‌ی حباب بر حسب زمان در فشار $p = 1 \text{ bar}$ و $f = 20 \text{ kHz}$. شکل سمت چپ تغییرات سرعت با دامنه‌ی کم و شکل سمت راست تغییرات سرعت با دامنه‌ی زیاد
103
- شکل 5-41. تغییرات قطر حباب نسبت به زمان $p = 4 \text{ bar}$ و $f = 20 \text{ kHz}$
104

شکل 5-42. تغییرات سرعت دیواره‌ی حباب نسبت به زمان $f = 20 \text{ kHz}$ و $p = 4 \text{ bar}$ 104

شکل 5-43. تغییرات قطر حباب نسبت به زمان $f = 20 \text{ kHz}$ 105

شکل 5-44. اثر شعاع اولیه بر رفتار حباب نسبت به زمان در فشار $f = 20 \text{ kHz}$ و $p = 1 \text{ bar}$ 106

شکل 5-45. تغییرات قطر حباب نسبت به زمان در خون در دامنه‌ی فشار $P = 1,5 \times 10^5 \text{ Pa}$ و kHz 109

$f = 500$

شکل 5-46. تغییرات قطر حباب نسبت به زمان در خون در دامنه‌ی فشار $P = 1,5 \times 10^5 \text{ Pa}$ و 700 kHz 110

$f =$

شکل 5-47. تغییرات قطر حباب نسبت به زمان در مایع CSF در دامنه‌ی فشار $P = 1,5 \times 10^5 \text{ Pa}$ و kHz 110

$f = 500$

شکل 5-48. تغییرات قطر حباب نسبت به زمان در مایع CSF در دامنه‌ی فشار $P = 1,5 \times 10^5 \text{ Pa}$ و kHz 111

$f = 700$

فهرست علائم اختصاری

سرعت	u	دامنه‌ی مختلط تغییر مکان موج تخت	A
دبی خون بر واحد جرم	w	دامنه‌ی حقیقی تغییر مکان موج تخت	A
امپدانس آکوستیکی	Z	دامنه‌ی مختلط تغییر مکان موج تخت	B
ضریب تضعیف امواج	α	دامنه‌ی حقیقی تغییر مکان موج تخت	B
ضریب دیفیوژن حرارتی	α_T	میزان تمرکز گاز	C
تغییر شکل کوچک در شعاع حباب	ε	سرعت صوت	c
توان پلی تروپیک	κ	ظرفیت گرمایی ویژه خون	c_B
ویسکوزیته dilatation	κ_s	ظرفیت گرمایی ویژه در حجم ثابت	c_v
طول موج	λ	ظرفیت گرمایی ویژه در فشار ثابت	c_p
ویسکوزیته دینامیک	μ	ضریب دیفیوژن گاز	D
تغییر مکان نسبت به وضعیت تعادل	ξ	نیرو	F
چگالی سیال	ρ	فرکانس خطی امواج	f
کشش سطحی	σ	ضریب رسانایی حرارتی	K
فرکانس دورانی امواج	ω	عدد موج	k
زیر نویس‌ها		شدت موج	I
آکوستیک	A	تعداد مول گاز	n
جذب امواج	a	شاخص مکانیکی	MI
خون	B	فشار لحظه‌ای	P
گاز تقطیر ناپذیر	g	آستانه‌ی فشار ایفل	P_{AP}
حالت اولیه	i	آستانه‌ی فشار بلیک	P_B
سیال	l	تغییر فشار نسبت به حالت تعادل، فشار آکوستیکی	p
تفرق امواج	s	ماکزیمم فشار منفی	p_r
کشش سطحی	st	نرخ تولید گرما در واحد حجم	q
بخار	v	شعاع حباب	R
ویسکوزیته	ν_k	فاصله‌ی واندروالس	R_e
حالت تعادل	$^{\circ}$	سطح مقطع	S
نقاط دور دست	∞	میزان تراکم	s
		دما	T
		زمان	t

فصل 1

مقدمه و مروری بر منابع مطالعاتی

1-1. اصول اساسی امواج فراصوتی

امواج فراصوتی¹ امواج فشاری هستند که فرکانس آن‌ها بالاتر از فرکانس محدوده‌ی شنوایی انسان (20 - 18 kHz) می‌باشد. این امواج به کمک یک حرکت مکانیکی ایجاد می‌گردند، به گونه‌ای که این حرکت مکانیکی موجب نوسان مولکول‌های تشکیل دهنده‌ی جسم حول نقطه‌ی تعادلشان می‌شود. این نوسان به دلیل وجود پیوند بین مولکول‌های یک جسم، به مولکول‌های مجاور انتقال می‌یابد. این حرکت موجب تراکم و انبساط ماده می‌گردد (شکل 1-1) [1]. بنابراین، یک موج فراصوتی برای انتشار نیازمند ماده می‌باشد. لازم به تذکر است که در انتشار امواج، ذرات جسم تنها مقدار اندکی به صورت موضعی حول نقطه‌ی تعادلشان جابجا یا نوسان می‌کنند و این خود موج است که فاصله‌ی بین و آشکار ساز³ را می‌پیماید. به عنوان مثال، اگر شخصی آوازی را بلند و به صورت یکنواخت⁴ در فاصله‌ی چند سانتی‌متری شمع روشنی بخواند، شعله‌ی شمع به دلیل حرکت نوسانات موضعی تنها اندکی جابجا می‌شود؛ زیرا جریان خالص حرکت هوا وجود ندارد که باعث ایجاد جریان قابل ملاحظه‌ای گردد. امواج آکوستیکی به فرم‌های مختلفی انتشار می‌یابند (شکل 1-2). اما متعارف‌ترین فرم انتشار امواج آکوستیکی، موج تراکمی طولی می‌باشد که در آن ذرات به موازات جهت حرکت موج جابجا می‌گردند (شکل 1-2-الف) [2].

شروع کاربرد امواج صوتی در پزشکی به اواسط قرن بیستم باز می‌گردد. بیشترین کاربرد امواج صوتی به صورت تشخیصی و به بررسی نحوه‌ی رشد جنین خلاصه می‌شد. از این امواج فراصوتی

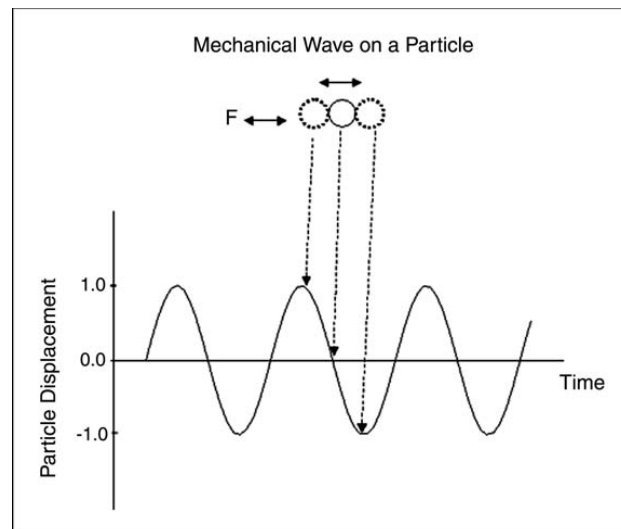
¹ - ultrasonic waves

² - source

³ - detector

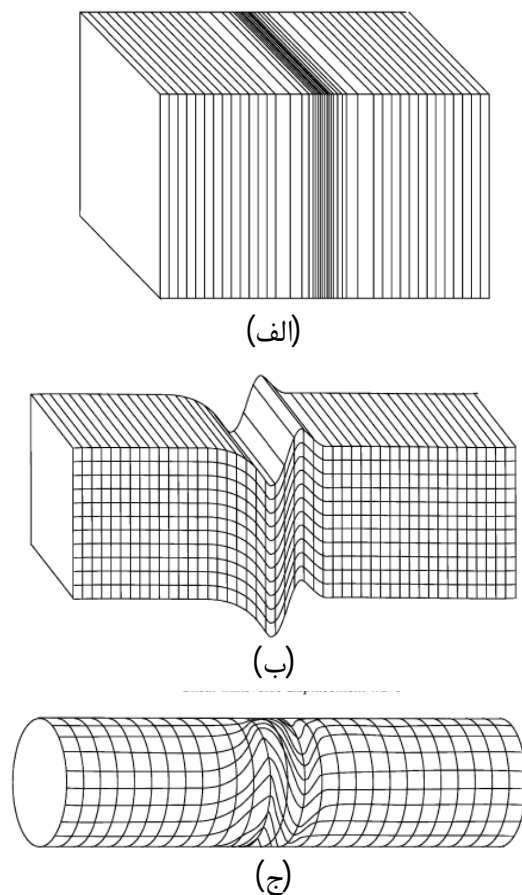
⁴ - با دوری از صداهای صامت، زیرا این گونه صداهای موجب ایجاد اغتشاشات می‌شود.

تشخیصی به صورت همزمان¹ به منظور راهنمایی در طی عمل جراحی نیز استفاده می‌شده است. به تازگی امواج فراصوتی علاوه بر جنبه‌ی تشخیصی، جنبه‌ی درمانی نیز پیدا نموده است. به عنوان مثال، می‌توان به کاربرد این امواج در اعمال جراحی نیمه تهاجمی² و غیر تهاجمی همانند خرد کردن سنگ کلیه به وسیله‌ی امواج فراصوتی پر فشار متمرکز³ و یا از بین بردن تومورها بوسیله‌ی امواج پر شدت متمرکز⁴، اشاره نمود [3]. علاوه بر از بین بردن سلول‌ها، امواج فراصوتی در افزایش ترومبولیس⁵ [4] بهبود دریافت دارو⁶ و ژن⁷ [5]، از بین بردن باکتری بیوفیلم‌ها⁸ [6] و غیره نیز کاربرد و توسعه پیدا نموده‌اند.



شکل 1-1. حرکت ذرات در اثر عبور موج فراصوتی

-
- ¹ - real-time
 - ² - minimally invasive
 - ³ - high- pressure sound waves
 - ⁴ - high intensity focused ultrasound
 - ⁵ - thrombolysis
 - ⁶ - drug delivery
 - ⁷ - gene delivery
 - ⁸ - biofilms



شکل 2-1. اشکال مختلف انتشار موج (الف) موج طولی خطی فشاری، (ب) موج برشی (ج) موج پیچشی [7]

اثرات امواج فراصوتی بر روی بافت زیستی به دو بخش گرمایی و غیر گرمایی تقسیم می‌شود که در ادامه در مورد آنها بحث شده است.

2-1. اثرات گرمایی

اثرات گرمایی امواج فراصوتی به صورت هایپرترمیای¹ در درمان سرطان و در بسیاری از جراحی‌ها مورد استفاده قرار می‌گیرد. در این حالت برای از بین بردن سلول‌های یک بافت، دمای بافت می‌بایستی تا

¹ - hyperthermia

مقدار آستانه مشخصی بالا رود. این مقدار آستانه به نوع بافت و فاکتورهای فیزیولوژیکی آن بستگی دارد (به عنوان مثال، میزان اکسیژن، PH و...). هنگامی که زمان برخورد امواج کوتاه می‌باشد، از مرتبه چند ثانیه، اثر گردش خون کوچک بوده و انتقال حرارت بیشتر بر مبنای هدایت صورت می‌گیرد. اگر زمان برخورد امواج زیاد گردد، سهم انتقال حرارت بر اثر گردش خون زیاد شده و اثرات زیادی بر میزان افزایش دمای واقعی می‌گذارد. بنابراین افزایش دما در زمان برخورد امواج می‌بایست مورد توجه قرار گیرد تا دما به اندازه‌ی کافی افزایش یابد [2].

اگرچه آستانه‌ی دما از یک سلول به سلول دیگر متفاوت است، اما این آستانه به صورت خطی متناسب با لگاریتم زمان برخورد امواج و به کمک معادله‌ی دز گرمایی¹ تعیین می‌شود. این رابطه مبین مدت زمان معادل برخورد امواج بر حسب دقیقه در دمای $43^{\circ}C$ می‌باشد، تا همان میزان تأثیرات بیولوژیکی را بوجود آورد (شکل 1-3) [8 و 9].

یکی از پیچیده‌ترین جراحی‌های تومور، جراحی تومورهای مغزی می‌باشد. جراحی مغز نیازمند تجهیزات بسیار دقیق و پیشرفته است. این نوع جراحی همواره با آسیب قسمت سالم مغز همراه است. به دلیل حساسیت مغز، جراحی‌های غیر تهاجمی مغز در مقایسه با جراحی‌های باز، بسیار مورد توجه قرار گرفته است. جراحی غیر تهاجمی موجب کاهش مدت زمان جراحی، کاهش میزان هزینه و دوره‌ی درمان می‌گردد. در این روش بافت سالم بسیار کم‌تر آسیب می‌بیند [10].

مفهوم جراحی ایده‌آل تومور به معنای از بین بردن بافت بدون آسیب رساندن به آن و ساختار طبیعی و سالم اطراف تومور می‌باشد. این مفهوم نیازمند یک روش جراحی غیر تهاجمی² و بدون نیاز به ایجاد شکاف³ در بدن بیمار می‌باشد که مانع از بین رفتن بافت سالم در هنگام هدف‌گیری تومور

¹ - Thermal dose

² - noninvasive

³ - nonincisional