

ویبرو آکوستوگرافی

فناوری نوین تصویربرداری بر مبنای فراصوت

رضوان عابدینی
دانشکده مکانیک
دانشگاه صنعتی امیرکبیر

وحید فرتاش‌وند
دانشکده مکانیک
دانشگاه صنعتی امیرکبیر

امیرعبداله
دانشکده مکانیک
دانشگاه صنعتی امیرکبیر

فیروز بختیاری‌نژاد
دانشکده مکانیک
دانشگاه صنعتی امیرکبیر

fartashvand@aut.ac.ir

تاریخ پذیرش: ۱۳۹۱/۸/۴

تاریخ دریافت: ۱۳۹۰/۷/۱۵

چکیده

امواج فراصوتی به صورت گسترده در حوزه‌های مختلف نظیر پزشکی، بازرسی غیرمخرب، رباتیک و فرایندهای تولید مورد استفاده قرار می‌گیرد. در یک تکنیک جدید از فراصوت به عنوان نیروی تابشی استفاده می‌شود که به آن ویبرو آکوستوگرافی می‌گویند. در این روش کشسانی‌نگاری (الاستوگرافی)، پاسخ جسم به تنش تابشی دینامیکی با فرکانس کم تولید شده توسط پرتو فراصوتی ضبط می‌شود. تابش دینامیکی در اثر اندازه حرکت موج گذرا به یک جسم یا محیط انتشار ایجاد می‌شود. در ویبرو آکوستوگرافی، این تنش توسط دو پرتو فراصوت مونوکروماتیک متمرکز با اندکی اختلاف فرکانس ایجاد می‌شود. در پاسخ، جسم قرار گرفته در ناحیه کانونی سیستم میدان آکوستیک ثانویه ایجاد می‌کند. این سیگنال‌های آکوستیک حاوی اطلاعاتی درباره دینامیک جسم می‌باشند که توسط هیدروفون ضبط می‌شوند. بر اساس تئوری، فشار سیگنال‌های آکوستیکی به وجود آمده متناسب با بزرگی شکل مودها در نقطه کانونی پرتو فراصوت می‌باشد. این فناوری نوین می‌تواند در ارزیابی شکل مودهای ارتعاشی اشیای کوچک و تصویربرداری صنعتی و پزشکی استفاده شود. در این مقاله به بیان اصول پایه ویبرو آکوستوگرافی پرداخته شده و برخی از کاربردهای این روش تشریح شده است.

واژگان کلیدی: فراصوت، ویبرو آکوستوگرافی، تصویربرداری، نیروی تابشی

۱. مقدمه

بافت به دست می‌آورند. در صورتی که پاسخ بافت به نیروی اعمالی تفاوت زیادی از پاسخ بافت سالم به همان نیرو داشته باشد، پزشکان متوجه وجود بافت غیرعادی می‌شوند [۱-۳]. اگر بافت معیوب در لایه‌های پایینی و دور

به طور سنتی، پزشکان از روش ساده لمس کردن برای تخمین مشخصات مکانیکی بافت استفاده می‌کنند و با اعمال نیرویی ایستا به سطح بافت، بر اساس پاسخ بافت‌های زیر محل اعمال نیرو، تخمین اولیه‌ای از کشسانی

از سطح بدن قرار گرفته باشد، در این حالت روش لمس کردن کارایی خود را از دست می‌دهد. این مشکل همچنین می‌تواند در شرایطی ایجاد شود که اندازه بافت کوچک‌تر از آن باشد که بتوان آن را لمس کرد [۳].

تصویربرداری از خصوصیات کشسان بافت‌ها یا کشسانی‌نگاری یک زمینه نوظهور در علم تصویربرداری است [۴] که با اندازه‌گیری کمی خصوصیات مکانیکی بافت‌ها و نمایش آنها در قالب تصویر، این مشکل را برطرف می‌کند [۱،۳]. اصول اساسی کشسانی‌نگاری، اندازه‌گیری حرکت بافت تحت نیروی خارجی (یا در برخی موارد، نیروی داخلی) و استفاده از آن در تعیین پارامترهای کشسان بافت است [۱،۳،۴]. نیروی تحریک می‌تواند به صورت فشار ایستا، ارتعاش دینامیکی یا نیروی تابش فراصوت باشد [۳،۵]. در حالت اعمال فشار استاتیکی، کرنش ناشی از فشار اعمالی با روش فراصوت اندازه‌گیری می‌شود. به علت مشکل عمق نفوذ، این روش در بافت‌های ضخیم یا بافت‌های نرم با یک دیواره سخت دچار مشکل می‌شوند. در صورت استفاده از ارتعاشگرهای مکانیکی خارجی برای مرتعش کردن بافت، جابه‌جایی بافت به روش داپلر فراصوتی اندازه‌گیری می‌شود. مشکل استفاده از روش‌های ارتعاش خارجی، ایجاد الگوی تداخلی پیچیده ناشی از بازتاب موج از مرزهای بافت است [۳،۵]. علاوه بر این، بسیاری از روش‌های کشسانی‌نگاری مبتنی بر اعمال نیروی خارجی، دارای میدان تنش گسترده‌ای در فضا هستند که این امر نیازمند عبور میدان تنش از لایه‌های سطحی جسم قبل از رسیدن به بخش داخلی است و سبب می‌شود الگوی میدان تنشی قبل از رسیدن به عمق مورد نظر، به صورت ناخواسته تغییر کند [۳]. یک روش بسیار مؤثر برای اعمال تنش موضعی استفاده از فشار تابشی فراصوتی است [۱،۶]. در این حالت برخلاف تحریک‌های مکانیکی اعمالی در سطح جسم، نیروی تابشی پرتو متمرکز فراصوتی به صورت غیرتماسی در یک ناحیه محدود اعمال می‌شود [۵].

مطالعه ماهیت نیروی تابشی به حدود یک قرن پیش، دوران رایلی، بر می‌گردد. نیروی تابشی آکوستیکی، یک پدیده کلی در هر حرکت موج است که منجر به ایجاد نیروی تک محوری روی هدف‌های جاذب یا بازتابنده در مسیر موج می‌شود [۱]. بر اساس این استراتژی، سوگیموتو و همکاران در سال ۱۹۹۰ برای اندازه‌گیری سختی بافت از نیروی تابشی پرتو متمرکز فراصوت برای تحریک بافت استفاده کردند. جابه‌جایی حاصل از این تحریک با استفاده از روش پالس - اکو اندازه‌گیری شد. همچنین فاطمی و گرینلیف در سال ۱۹۹۸ یک روش تصویربرداری را به نام ویبروآکوستوگرافی پیشنهاد دادند که پاسخ شیء را در هر نقطه به تنش تابشی اعمالی از طریق پرتوهای متمرکز فراصوت به تصویر می‌کشید [۳]. در این حالت، انتقال اندازه حرکت موج به شیء یا محیط انتشار، موجب ارتعاش دینامیکی جسم می‌شود. میدان آکوستیکی حاصل از ارتعاش جسم، توسط هیدروفن ضبط و تصویر شیء ایجاد می‌شود [۳،۴]. برای اعمال نیرو در ویبروآکوستوگرافی، معمولاً از دو پرتو فراصوت (با فرکانسی در محدوده مگاهرتز) مونوکروماتیک متمرکز با اختلاف فرکانسی‌ای در حد کیلوهرتز استفاده می‌شود. بافت قرار گرفته در نقطه کانونی تراگذار (ترنسدیوسر)، در اثر تحریک شروع به ارتعاش در فرکانس ضربه (اختلاف فرکانس دو پرتو) پرتوهای فراصوت می‌کند. بنابراین، در اثر ارتعاش از خود سیگنال‌های آکوستیکی تولید می‌کند. این سیگنال‌ها تابعی از مشخصات مکانیکی و موقعیت نقطه تحریک می‌باشند. با ضبط و بررسی دامنه و فاز سیگنال‌های صوتی توسط هیدروفن، تصویر بافت به دست می‌آید [۳،۴].

از مزایای استفاده از نیروی تابشی فراصوتی برای ارزیابی سختی بافت می‌توان به موارد زیر اشاره کرد [۱]:

(ب) انتقال نیروی تابشی به صورت غیرتماسی به داخل بافت بدون صدمه به لایه‌های سطحی.

(ج) امکان موقعیت‌دهی دقیق نقطه تحریک به واسطه میدان تنش تابشی متمرکز.

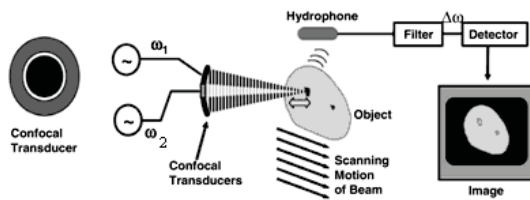
د) قابلیت اعمال نیروی تحریک در محدوده فرکانسی وسیع.

ه) قابلیت اصلاح سیستم‌های فراصوتی موجود برای این حالت بدون نیاز به تجهیزات و فناوری جدید. این ویژگی‌های برجسته ویبروآکوستوگرافی، سبب توجه محققین متعددی به ایجاد میدان‌های تنش دوردست در اشیا با امواج فراصوتی شده است. در این مقاله ضمن بیان اصول پایه ویبروآکوستوگرافی، کاربردهای این روش تشریح شده است.

۲. روش ویبروآکوستوگرافی

در ویبروآکوستوگرافی، دو پرتو پیوسته موج فراصوت برای ایجاد نیروی تابشی نوسانی استفاده می‌شوند که منجر به ایجاد پاسخ آکوستیکی بافت می‌شود (شکل ۱). اگر دو پرتو اولیه هارمونیک با فرکانس‌های ω_1 و ω_2 با اختلاف اندک ($\Delta\omega$) با هم تداخل کنند و در نقطه کانونی متمرکز شوند، در اثر پدیده ضربه نیروی تابشی ایجاد می‌شود. به عبارتی، نیروی تابشی با تغییر در توزیع فضایی چگالی انرژی یک پرتو فراصوت به وجود می‌آید. این تغییر در توزیع چگالی انرژی میدان آکوستیکی زمانی ایجاد می‌شود که میدان با جسمی برخورد کرده و به علت جذب، بازتاب و پراکندگی، چگالی انرژی تغییر می‌کند. بزرگی نیرو به چندین پارامتر شامل ویژگی‌های پراکندگی و جذب جسم بستگی دارد. در مورد یک موج تخت بازتابیده از یک جسم تخت، نیرو متناسب با ضریب بازتاب جسم است [۹-۱۶]. در ناحیه تداخلی، که معمولاً حجم کوچکی است، چگالی انرژی میدان فراصوتی ترکیبی، به صورت سینوسی تنظیم شده و بنابر این تغییر چگالی میدان منجر به تولید نیروی تابشی نوسانی متمرکز با فرکانس $\Delta\omega$ در هنگام برخورد با جسم در این ناحیه می‌گردد. تنش تابشی معمولاً به حجم کوچکی از جسم محدود می‌شود و به عنوان یک نیروی نقطه‌ای نوسانی عمل می‌کند. این نیرو با فرکانس کم (محدوده kHz) جسم را در فرکانس $\Delta\omega$ مرتعش کرده و

یک میدان آکوستیک ثانویه (بروندهی آکوستیکی یا آکوستیک امیشن) با همان فرکانس ایجاد می‌کند که در جسم منتشر می‌شود. البته این ارتعاش به بخش کوچکی از جسم محدود می‌شود. دامنه و توزیع ارتعاش جسم تابعی از مشخصات مکانیکی آن نظیر چگالی جرمی، کشسانی، لزجت و شرایط مرزی نظیر نحوه جفت‌شدگی و اثرات بارگذاری محیط اطراف است [۱، ۹۶، ۱۰]. با استفاده از یک هیدروفون، سیگنال‌های آکوستیکی در فرکانس $\Delta\omega$ جمع‌آوری می‌شوند. سیگنال‌های هیدروفون ضبط شده و با تقویت دامنه، یک تصویر را تشکیل می‌دهند. هیدروفون با یک ژل آکوستیکی پوشانده می‌شود و در تماس با بافت قرار می‌گیرد. با جاروب نقطه کانونی تراگذار بر روی جسم، تصویر دوبعدی از آن تهیه می‌شود [۶].



شکل ۱. امواج فراصوتی روی ناحیه مورد نظر جسم تداخل کرده و سیگنال‌های بروندهی آکوستیکی با هیدروفون شناسایی می‌شوند تا پاسخ جسم را تخمین بزنند؛ سپس سیگنال‌ها برای تحلیل، دیجیتال می‌شوند [۱۰]

۳. نیروی ارتعاشی آکوستیکی

با برخورد موج فراصوتی به جسم، انرژی آکوستیکی توسط جسم جذب و یا بازتابیده می‌شود. تغییر چگالی انرژی میدان آکوستیکی برخوردی منجر به ایجاد نیروی ارتعاشی آکوستیک می‌شود. سازوکار ایجاد نیرو توسط بیر در مرجع [۱۱] تشریح شده است. نیروی تابشی آکوستیکی به صورت میانگین (بر حسب زمان) نیروی وارد شده توسط میدان آکوستیکی به جسم در نظر گرفته می‌شود. برای تعیین مقدار نیرو، فرض می‌شود یک پرتو تخت فراصوت با یک جسم تخت با شکل دلخواه و ضخامت صفر برخورد کرده و

شرایط مرزی به گونه‌ای است که سبب جذب یا انعکاس موج می‌شود. با در نظر گرفتن بردار نیروی تابشی F حاصل از موج تخت برخوردی می‌توان نوشت [۵،۳]:

$$F = d_r S \langle E \rangle \quad (1)$$

در رابطه ۱، d_r بردار ضریب پسا است که یک مؤلفه آن در راستای پرتو و مؤلفه دیگرش عمود بر راستای پرتو است، S مساحت تصویر شده جسم و $\langle E \rangle$ میانگین (نسبت به زمان) چگالی انرژی موج برخوردی است. از نظر فیزیکی، d_r نشانگر مشخصات پراکندگی و جذب شیء است. همچنین این ضریب می‌تواند به صورت نسبت بزرگی نیروی تابشی به جسم مورد نظر به مقدار متناظر نیروی تابشی هنگامی که جسم با یک جسم کاملاً جذب‌کننده جایگزین شود، تعریف شود. این ضریب برای جسم‌ها با شکل‌ها و اندازه‌های مختلف قابل تعیین می‌باشد [۱۲]. برای یک جسم تخت، بردار ضریب پسا از نظر عددی برابر نیروی وارد بر جسم است. مؤلفه عرضی نیرو ناشی از پراکندگی مایل موج صوتی برخوردی است و معمولاً در مقایسه با مؤلفه موجود در راستای پرتو قابل صرف‌نظر می‌باشد. در صورت ثابت ماندن شدت موج برخوردی، نیروی تابشی پایدار است. در ویبروآکوستوگرافی، چگالی انرژی به صورت سینوسی در فرکانس کم تغییر می‌کند (به عنوان مثال ۱۰ kHz). در نتیجه نیروی تابشی وارد بر جسم نوسانی است. با در نظر گرفتن رابطه (۲) برای میدان فشار فراصوت برخوردی با دامنه مدوله شده $p(t)$ ، می‌توان نشان داد که دامنه نیروی نوسانی ($F_{\Delta\omega}$) در فرکانس $\Delta\omega$ از رابطه ۳ تعیین می‌شود [۲،۵]:

$$p(t) = P_0 \cos(\Delta\omega t / 2) \cos(\omega_0 t) \quad (2)$$

$$F_{\Delta\omega} = P_0^2 d_r S / 4\rho c^2 \quad (3)$$

که P_0 دامنه فشار، $\Delta\omega/2$ فرکانس تنظیم، ω_0 فرکانس مرکزی، ρ و c به ترتیب چگالی و سرعت انتشار موج در محیط می‌باشند. بر اساس این رابطه، دامنه نیروی نوسانی متناسب با مربع فشار فراصوت برخوردی است. با توجه به رابطه توان موج با دامنه موج، می‌توان گفت که دامنه

نیروی نوسانی متناسب با فشار برخوردی است. اگر جسم در پاسخ به این نیرو حرکت کند، انرژی موج فراصوتی با فرکانس بالا به انرژی مکانیکی با فرکانس پایین تبدیل خواهد شد.

۴. سیگنال آکوستیکی جسم در اثر اعمال نیروی دینامیکی

نیروی تابشی $F_{\Delta\omega}$ موجب ارتعاش جسم در فرکانس $\Delta\omega$ و در نتیجه ایجاد میدان آکوستیکی در محیط می‌شود. این میدان متناسب با شکل، اندازه و خصوصیات لزجی کشسانی جسم است و برای جسم‌های مختلف قابل محاسبه است. با فرض اینکه جسم مورد بررسی دارای سطح مقطع دایره‌ای با شعاع (b) بوده و به صورت رفت‌وبرگشتی شبیه پیستون نوسان می‌کند، دامنه سرعت عادی حالت پایدار بر حسب امپدانس مکانیکی ($Z_{\Delta\omega}$) از رابطه ۴ محاسبه می‌شود [۳]:

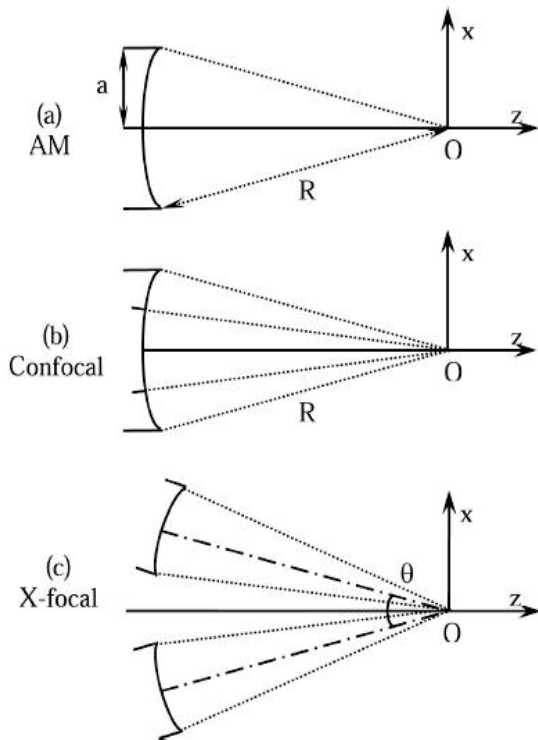
$$U_{\Delta\omega} = F_{\Delta\omega} / Z_{\Delta\omega} \quad (4)$$

$$Z_{\Delta\omega} \approx (R_m + \pi\rho b^2 \Delta\omega^2 / 2c) - j(m\Delta\omega - K' / \Delta\omega + 8\rho b^3 \Delta\omega / 3) \quad (5)$$

امپدانس مکانیکی از رابطه ۵ محاسبه می‌شود که در آن R_m و K' به ترتیب مقاومت مکانیکی و ثابت فنر جسم اند. پس از محاسبه $U_{\Delta\omega}$ ، می‌توان میدان فشار ایجادشده در محیط را تعیین کرد. اگر محیط به صورت همگن در نظر گرفته شود و فرض شود که سیگنال آکوستیکی، به صورت آزادانه در آن منتشر می‌شود، فشار آکوستیکی حاصل از یک منبع استوانه‌ای در ناحیه دور^۱ برحسب فشار فراصوت برخوردی به صورت زیر نوشته می‌شود [۳]:

$$P_{\Delta\omega} = \left\{ j \frac{\Delta\omega}{c^2} \times \frac{\exp(j\Delta\omega l / c)}{4\pi l} \times \left[\frac{2J_1(b\Delta\omega \sin \vartheta / c)}{b\Delta\omega \sin \vartheta / c} \times \frac{\cos \vartheta}{\cos \vartheta + \beta_B} \right] \right\} \times \{ 1 / [(R_m + \pi b^2 (\rho c [1 - (c / \Delta\omega b) J_1(c / 2\Delta\omega b)]) - j(m\Delta\omega - K' / \Delta\omega + \pi b^2 (4\rho c / \pi \int_0^{\pi/2} \sin[(2b\Delta\omega / c) \cos \alpha] \sin^2 \alpha d\alpha))] \} \times (2\pi b^2) P_0^2 S d_r \quad (6)$$

الگوی تنش تابشی با شدت میدان فراصوت برخوردی تعیین می‌شود. بنابراین، شکل جبهه پرتو^۲ برای ویبروآکوستوگرافی خیلی مهم است. از هندسه‌های موجود برای ایجاد شکل موج می‌توان به روش پرتوهای هم‌کانون، پرتو تنها با دامنه تنظیم شده و پرتوهای کانونی-ایکس^۳ اشاره کرد (شکل ۲). شکل جبهه پرتو به هندسه تراگذار و نحوه تحریک آن بستگی دارد.



شکل ۲. نمایش سه هندسه شکل موج [۵]

تراگذار هم‌کانون^۴ دارای یک دیسک دایره‌ای مرکزی و یک حلقه بیرونی است که دو پرتو فراصوت هم‌محور تولید می‌کند و هر دو موج دارای نقطه کانونی یکسانی هستند. هندسه تراگذار پرتو با دامنه تنظیم‌شونده مشابه هندسه تراگذار هم‌کانون است زیرا مجموع دو موج سینوسی با فرکانس مشابه معادل یک سیگنال تنظیم شده است. تفاوت در این است که تنظیم انرژی فراصوتی در تمام مسیر پرتو برای هندسه پرتو تنها با دامنه تنظیم‌شونده اتفاق می‌افتد اما برای هندسه هم‌کانون، تنظیم انرژی فراصوتی

که l فاصله نقطه مورد نظر از مرکز پیستون، θ زاویه بین خط واصل بین نقطه مورد نظر و مرکز پیستون با محور پیستون، β_B ادمیتانس آکوستیکی ویژه سطح مرزی و J_1 تابع بسل استوانه‌ای مرتبه اول است. اگر طول موج در مقایسه با ابعاد جسم کوچک باشد، عبارت اول رابطه فوق تأثیر محیط را روی میدان سیگنال‌های آکوستیکی نشان می‌دهد و تابع تبدیل محیط نامیده می‌شود [۳]:

$$H_{\Delta\omega}(l) = \left\{ j \frac{\Delta\omega}{c^2} \times \frac{\exp(j\Delta\omega l / c)}{4\pi l} \times \left[\frac{2J_1(b\Delta\omega \sin \theta / c)}{b\Delta\omega \sin \theta / c} \times \frac{\cos \theta}{\cos \theta + \beta_B} \right] \right\} \quad (7)$$

عبارت دوم رابطه ۶ ادمیتانس مکانیکی جسم است $(Y_{\Delta\omega} = 1/Z_{\Delta\omega})$. اگر بقیه ترم‌های باقیمانده در رابطه ۶ برحسب ادمیتانس مکانیکی نوشته شوند [۳]:

$$Q_{\Delta\omega}(l) = 2\pi b^2 Y_{\Delta\omega} = 2\pi b^2 / Z_{\Delta\omega} \quad (8)$$

این رابطه خروجی آکوستیکی نهایی از جسم بر هر واحد نیرو را نشان می‌دهد. خروجی آکوستیکی به صورت حجمی از محیط در مقابل سطح جسم تعریف می‌شود که در واحد زمانی به علت ارتعاش جسم جابه‌جا می‌شود. تابع $Q_{\Delta\omega}$ ویژگی‌های جسم را در فرکانس آکوستیکی نشان می‌دهد. در نتیجه [۳]:

$$P_{\Delta\omega} = 4\rho c^2 H_{\Delta\omega}(l) Q_{\Delta\omega} F_{\Delta\omega} \quad (9)$$

این رابطه نشان می‌دهد که فشار سیگنال‌های آکوستیکی متناسب با توان دوم فشار فراصوت (از ترم $F_{\Delta\omega}$)، مشخصات فراصوتی جسم (وجود d, S در ترم $F_{\Delta\omega}$)، شکل و ادمیتانس مکانیکی در فرکانس آکوستیکی (از ترم $Q_{\Delta\omega}$) و تابع تبدیل محیط انتشار موج $H_{\Delta\omega}(l)$ است.

۵. شکل جبهه موج فراصوت

عملکرد ویبروآکوستوگرافی به توزیع فضایی میدان تنش و سیگنال‌های آکوستیکی بیرون آمده از جسم در پاسخ به نیروی تحریک بستگی دارد. برای دستیابی به دقت فضایی مطلوب، نیروهای تابشی باید به یک ناحیه خیلی کوچک در فضای سه‌بعدی محدود شوند [۳، ۵]. از طرفی،

فقط در نقطه کانونی و محل برخورد دو موج اتفاق می‌افتد. هندسه با ایکس-کانون شامل دو تراگذار است که محورهای عبوری از نقطه کانونی با هم زاویه θ می‌سازند [۵]. در مرجع [۵] نحوه توزیع فشار در هر یک از هندسه‌های فوق ارائه شده است.

۶. دقت روش ویبروآکوستوگرافی

دقت فضایی عرضی ویبروآکوستوگرافی در محدوده زیر میلی‌متر است و با ناحیه‌ای تعیین می‌شود که در آن تداخل قابل توجهی بین پرتوهای فراصوت اتفاق می‌افتد و این در حد چند طول موج در فرکانس فراصوتی است و سبب می‌شود از این روش برای تهیه تصویر با دقت بالا استفاده شود. دقت عمقی این روش در محدوده زیر سانتی‌متر است. دقت را می‌توان با افزایش فرکانس بهبود بخشید ولی همزمان به علت افزایش میزان افت امواج فراصوت در ماده، عمق تصویربرداری کاهش می‌یابد [۱۰، ۱۱].

۷. داده‌های ویبروآکوستوگرافی

تصویر ویبروآکوستوگرافیک حاوی دو نوع اطلاعات است: (۱) خصوصیات فراصوتی جسم نظیر پراکندگی و مشخصات جذب (۲) مشخصات دینامیکی جسم در فرکانس ضربه که همچنین متناسب با شرایط مرزی و جفت‌شدگی با محیط اطراف است. اطلاعات مربوط به دسته اول در تصویرهای فراصوتی معمولی وجود دارد. اطلاعات گروه دوم که به سفتی جسم مرتبط است بر حسب امپدانس مکانیکی جسم در $\Delta\omega$ تشریح می‌شود. یعنی مشخصات دینامیکی در $\Delta\omega$ که با سفتی جسم متناسب است، بر حسب امپدانس مکانیکی در فرکانس $\Delta\omega$ بیان می‌شود. این اطلاعات در تصویربرداری فراصوتی معمولی وجود ندارد. سیگنال‌های آکوستیکی، هنگامی که از نقطه کانونی تراگذار به هیدروفون گسیل می‌شوند، تحت تأثیر محیط اطراف قرار می‌گیرند. با اسکن کردن جسم توسط تراگذار، فاصله بین نقطه کانونی و هیدروفون تغییر می‌کند. از طرفی با توجه به اینکه تضعیف

بافت در فرکانس $\Delta\omega$ قابل توجه نیست، تغییرات سیگنال‌های آکوستیکی ناشی از تغییرات فاصله نقطه کانونی تا هیدروفون قابل چشم پوشی است [۹، ۱۰]. مشخصه دیگر ویبروآکوستوگرافی به ریزلکه^۵ تصویر مربوط است. ریزلکه، الگوی برفکی‌ای است که از تداخل تصادفی میدان فراصوت پراکنده شده ایجاد می‌شوند و با کاهش کنتراست تصاویر فراصوتی، اغلب مانع دیده‌شدن ساختارهای کوچک می‌شوند. از سوی دیگر، ویبروآکوستوگرافی از سیگنال آکوستیکی‌ای استفاده می‌کند که در فرکانس کم است. تصویر در این سطح فرکانسی عاری از ریزلکه بوده و تصاویر با کنتراست بالا منجر به دیده شدن ساختارهای کوچک می‌شود. این ویژگی است که ویبروآکوستوگرافی را برای شناسایی غده‌های سینه مناسب کرده است [۹، ۱۰].

۸. کاربردهای ویبروآکوستوگرافی

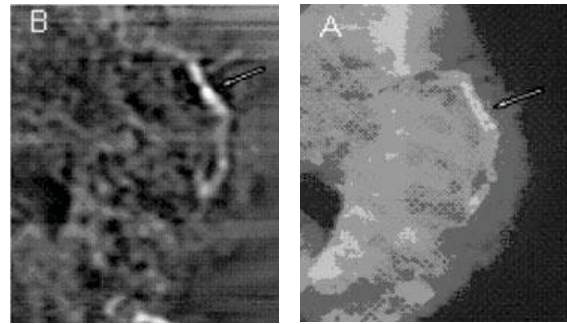
۸-۱. ارزیابی غیرمخرب

در تحقیقات انجام گرفته، از ویبروآکوستوگرافی به عنوان یک روش تصویربرداری غیرمخرب برای شناسایی عیب‌های ساختاری مواد با اندازه‌گیری تغییرات در پاسخ مکانیکی ماده به ارتعاش در یک نقطه خاص استفاده شده است [۱۶].

۸-۲. کاربردهای پزشکی

ویبروآکوستوگرافی یک روش بسیار مفید در تصویربرداری ضایعه‌های سخت در مواد نرم است. دلیل این امر تفاوت زیاد بین خصوصیات آکوستیکی بافت‌های نرم و اشیا سخت است. ساده‌ترین روش برای تشخیص تومور لمس کردن است. این روش ساده امسا مؤثر، بر اساس سفتی بافت است. از طرفی، این روش برای شناسایی جرم‌های کوچک یا خیلی عمیق حساسیت کافی را ندارد. ماموگرافی، به عنوان مهم‌ترین ابزار تصویربرداری سینه، در تشخیص بافت‌های چگال حساسیت محدودی دارد. روش

تصویربرداری فراصوتی معمولی «مود B» یا سونوگرافی که بطور گسترده در تصویربرداری سینه استفاده می‌شود، حساسیت کافی در تشخیص بافت‌های سفت را ندارد. همچنین این تکنیک از الگوی نویزهای برفی که مانع تشخیص جرم‌های کوچک می‌شود جلوگیری می‌کند. بنابراین، این تشخیص غده‌ها و برخی از جرم‌های سینه با این روش مشکل است. به عنوان مثال، از این روش برای تشخیص سختی‌ها در عروق خونی و شکست در دریچه فلزی قلب نیز استفاده شده است [۱۰،۹،۶،۵]. در شکل ۳ تصویری از تشخیص بافت‌های سفت توسط ویبروآکوستوگرافی به همراه تشخیص عیب‌ها با روش اشعه ایکس نشان داده شده است. در جدول ۱ مقایسه‌ای بین روش‌های مختلف تصویربرداری ارائه شده است.



شکل ۳. الف) اشعه ایکس، ب) ویبروآکوستوگرافی [۱۰]

می‌کند، قابلیت استفاده در چنین مواردی را داراست. بنابر این برای یک سازه خطی، در یک فرکانس مشخص، سطح فشار آکوستیک به طور مستقیم با ضرایب مودال نقطه ورودی متناسب است [۱۳]. ویبروآکوستوگرافی می‌تواند برای اندازه‌گیری دقیق فرکانس تشدید مودهای فشاری و خمشی اشیای غوطه‌ور به کار رود. همچنین این روش برای تعیین مدول یانگ مواد با استفاده از فرکانس تشدید اصلی استفاده شده است. می‌توان با اندازه‌گیری سرعت ارتعاش یک قطعه کروی، مشخصات مکانیکی محیط را تعیین کرد [۱۴].

جدول ۱. مقایسه روش‌های تصویربرداری با ویبروآکوستوگرافی

روش	ویبروآکوستوگرافی	سایر روش‌ها
روش تشخیص	میکروفن (ساده)	داپلر فراصوتی و MRI (پیچیده)
حساسیت جابه‌جایی	چند نانومتر	MRI (۱۰۰ نانومتر) فراصوت معمولی (چند میکرومتر)
ایمنی برخورد	می‌توان از شدت‌های کم فراصوت استفاده کرد	فراصوت معمولی نیازمند افزایش شدت برای حساسیت بهتر است
دقت تصویر	حداقل ۷۰۰ μm	-

۹. نتیجه‌گیری

ویبروآکوستوگرافی یک تکنیک تصویربرداری نوظهور و بسیار نویدبخش است که دارای قابلیت تصویربرداری غده‌ها، شناسایی اشیای سخت (نظیر فلزات) و تولید تصاویر لحظه‌ای با کنتراست بالا و بدون نویز می‌باشد. این روش کاربردهای پزشکی و صنعتی متعددی دارد که سبب بروز پیشرفت‌هایی در این فناوری شده است.

۸-۳. تحلیل مودال

شناسایی رفتارهای دینامیکی اشیای کوچک نیازمند اندازه‌گیری غیرتماسی است زیرا تماس فیزیکی حسگر و شیء منجر به تغییر قابل‌توجهی در رفتارهای دینامیکی اشیای کوچک می‌شود [۲۶]. تحلیل مودال آکوستیکی با فرض این که فشار آکوستیکی منتشر شده از جسم به صورت خطی با دامنه ارتعاش در فرکانس مشخصی تغییر

۶. مآخذ

[1] Greenleaf J.F., M. Fatemi and R.R. Kinnick. "Vibro-acoustography: speckle free ultrasonic C-scan, Acoustical imaging." *Kluwer Academic Publishers*, p.543-548, 2001.

- [2] Zhang, X., M. Fatemi, R.R. Kinnick and J.F. Greenleaf. "Modal analysis of a mechanical heart valve by vibro-acoustography." *IEEE Ultrasonics Symposium Proceedings*, Honolulu, Oct 5-8 2003.
- [3] Fatemi, M., J.F. Greenleaf. "Vibro-acoustography: an imaging modality based on ultrasound-stimulated acoustic emission." *Proceedings of the National Academy of Science*, vol.96, (1999):6603-6608.
- [4] Silva, G.T. "Vibroacoustography: a new imaging modality based on ultrasonic." *XI congress Brasileiro de Fisica Media*, June 14-17, Ribeirao Preto, Abstract only, 2006.
- [5] Chen, S., M. Fatemi, R. Kinnick and J.F. Greenleaf. "Comparison of stress field forming methods for vibro-acoustography." *IEEE transactions on ultrasonics, ferroelectrics and frequency control*, vol.51, (2004):313-321.
- [6] Hosseini, H.G., A. Alizad and M. Fatemi. "Integration of vibro-acoustography imaging modality with the traditional mammography." *International Journal of Biomed Imaging*, 40980-40988, 2007.
- [7] Bulut, A. "Vibro-Acoustography and its Applications." http://ric.uthscsa.edu/personalpages/lancaster/DI2_Projects_2004/AB_Project.pdf (accessed Nov 4, 2013)
- [8] Remenieras, J.P., O.B. Matar, F. Ossant and F. Patat. "A simple calculation approach for the parametric sound field generated by a focused annular array." *Acoustical imaging, Kluwer Academic Publishers*, p.145-150, 2001.
- [9] Alizad, A., D.H. Whaley, J.F. Greenleaf and M. Fatemi. "Vibro-acoustography: identifying breast lesions via a new imaging modality." *RT Image Magazine* vol.20, (2007):32-34.
- [10] A. Alizad, D.H. Whaley, J.F. Greenleaf and M. Fatemi. "Critical issues in breast imaging by vibro-acoustography." *Ultrasonics* 44, e217-e220, 2006.
- [11] Beyer, R.T. "Radiation pressure - the history of a mislabeled tensor." *Journal of the Acoustical Society of America* vol.63, (1978):1025-1030.
- [12] Westervelt P.J. "The Theory of Steady Forces Caused by Sound Waves." *Journal of the Acoustical Society of America* vol.23, (1951):312-315.
- [13] Elwali, W., H. Satakopan, V. Shauche, R. Allemang and A. Phillips. "Modal Parameter Estimation Using Acoustic Modal Analysis." *Proceedings of the IMAC-XXVIII*, Florida, USA, February 1-4, 2010.
- [14] Mitri, F.G., P. Trompette and J. Chapelon. "Detection of object resonances by vibro-acoustography and numerical vibrational mode identification." *Journal of the Acoustical Society of America* vol.114, (2003):2648-2653.

پی نوشت

1. Farfield zone

2. amplitude modulating: AM

3. x-focal

4. Confocal

5. Speckle