DOI: 10.22041/ijbme.2009.13405

Axial Resolution Improvement in Vibroacoustography using Short Duration Pulses

H. Rakhshan[1], H. Behnam[2*]

[1] M.Sc Graduated, BioMedical Engineering Group, School of Electrical Engineering, Iran University of Science and Technology, Tehran, Iran, h_rakhshan@yahoo.com

[2] Assistant Professor, BioMedical Engineering Group, School of Electrical Engineering, Iran University of Science and Technology, Tehran, Iran

Abstract

Vibroacoustography is a relatively new elasticity imaging method that uses dynamic (oscillatory) radiation force of ultrasound to vibrate the tissue at low frequency (Kilo Hertz). The resulting acoustic emission is recorded with sensitive hydrophone to produce images that are related to the mechanical properties of the tissue. This force is produced by two continuous overlapping ultrasound beams that have a slightly different frequency. Vibroacoustography has been applied to image breast and arteries microcalcification. The lateral resolution of this imaging method is about 0.7mm and its axial resolution is about 12 mm. In this paper two major methods of producing dynamic radiation force, Confocal and X-focal (consists of two concave transducers whose axes cross at their foci at an angle θ), are analyzed. A new method for improving axial resolution using short duration pulses is introduced. Simulation results show that we have about 50% improvement in axial resolution using short duration pulses.

Keywords: **Tissue, Microcalcification, Elasticity, Ultrasound radiation force, Vibroacoustography.**

* **Corresponding author**
Address: *Hamid Behbnam, Bio-Medical Engineering group, Department of Electrical Engineering, Iran University of Science and Technology,Hengam Ave., Tehran, Iran*
Tel: *+98 21 77240493, +98 912 1597756*
Fax: *+98 21 77240490*
E-mail: *behnam@iust.ac.ir*

DOI: 10.22041/ijbme.2009.13405

بهبود قدرت تفکیک محوري در ویبروآکوستوگرافي به وسیله ارسال امواج با طول زماني محدود

حامد رخشان[1]، حمید بهنام[2]*

[1] کارشناس ارشد، گروه مهندسي پزشکي، دانشکده مهندسي برق، دانشگاه علم و صنعت ایران، تهران h_rakhshan@yahoo.com

[2] استادیار، گروه مهندسي پزشکي، دانشکده مهندسي برق و کامپیوتر، دانشگاه علم و صنعت ایران، تهران

چکیده

ویبروآکوستوگرافي روش نسبتاً جدیدي براي تعیین کشساني بافت است. در این روش از نیروي تابش نوساني فراصوت براي مرتعش کردن بافت با فرکانس کم (چند کیلوهرتز) استفاده ميشود. صداي حاصل از این ارتعاش به وسیله يك هیدروفون حساس دریافت ميشود و از روي آن تصویر متناسب با کشساني بافت ایجاد ميگردد. براي ایجاد نیروي تابش نوساني، از تلاقي دو موج فراصوت پیوسته با اختلاف فرکانس در حد کیلوهرتز استفاده ميشود. از ویبروآکوستوگرافي براي تشخیص رسوبات ریز کلسیم در بافت سینه و شریانها استفاده شده است. قدرت تفکیك جانبي این روش در حدود ۰/۷mm و قدرت تفکیك محوري آن در حدود ۱۲mm است. در این مقاله ابتدا دو روش اصلي تولید نیروي تابش نوساني (روش همکانوني و روش کانونهاي متقاطع، متشکل از دو مبدل مقعر که با زاویه θ بین محورهایشان، در یک نقطه متمرکز شده اند)، مورد بررسي قرار ميگیرند و در ادامه روشي براي بهبود قدرت تفکیك محوري با استفاده از امواج با طول زماني محدود ارائه ميشود. شبیهسازي انجام شده و نتایج نشان ميدهند با استفاده از امواج با طول زماني محدود ميتوان قدرت تفکیك محوري را تا حدود ۵۰% بهبود بخشید.

کلیدواژگان: بافت، رسوبات کلسیم، کشساني، نیروي تابش فراصوت، ویبروآکوستوگرافي.

* عهدهدار مکاتبات

نشاني: تهران، نارمك، خیابان هنگام، دانشگاه علم و صنعت ایران، دانشکده برق، گروه مهندسی پزشکی

تلفن: ۰۹۱۲۱۵۹۷۷۵۶؛ ۷۷۲۴۰۴۹۳، **دورنگار:** ۷۷۲۴۰۴۹۰، **پیام نگار:** behnam@iust.ac.ir

۱- مقدمه

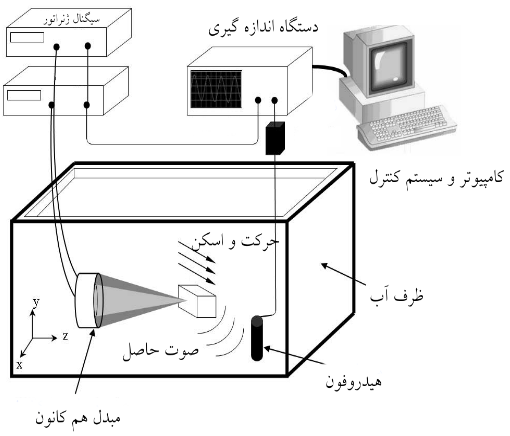
خواص مکانيکي بافت‌هاي نرم متناسب با موقعيت بافت، وجود بيماري و سن فرد تغيير مي‌کند. روش لمس با دست يک روش سنتي براي تشخيص بافت‌هاي غيرطبيعيست که اين روش براي بافت‌هاي قرار گرفته در عمق مثل تومورها مفيد نخواهد بود. اساس روش‌هاي تشخيص کشساني بافت‌ها، اعمال نيرو و اندازه‌گيري پاسخ بافت به آن نيرو است. در سال‌هاي اخير آقاي فاطمي و گرينليف[1] روش ويبروآکوستوگرافي[2] را بنا نهادند که در آن نيروي تابش[3] نوسان کننده به عنوان نيروي محرک استفاده مي‌شود [۱، ۲]. از اين روش براي تشخيص رسوبات کلسيم در بافت سينه [۳]، شريان‌ها [۱]، دريچه‌هاي قلب [۴]، آزمون غيرمخرب دريچه‌هاي مصنوعي قلب [۵] و تصويربرداري از استخوان [۶] استفاده شده است. اساس کار به اين صورت است که براي توليد نيروي تابش معمولاً دو سيگنال فراصوت با حدود چند کيلوهرتز اختلاف فرکانس، به دو مبدل فراصوت متمرکز کننده (به شکل ديسکي، حلقوي و هم‌مرکز) اعمال مي‌شوند. در نتيجه موجي با دامنه مدوله[4] به‌وجود مي‌آيد که در فاصله کانوني مشخصي همگرا مي‌شود [۷، ۸]. تمام نقاط بافت مورد نظر را به وسيله اين موج اسکن مي‌کنند و سپس ميدان صوتي حاصل از اين نقاط به‌وسيله يک هيدروفون[5] دريافت مي‌شود. قسمت‌هاي سخت‌تر بافت، موج صوتي با دامنه بيشتر توليد مي‌کنند. بنابراين براي هر نقطه از بافت يك مقدار عددي متناسب با کشساني آن خواهيم داشت که مي‌توان از روي آن تصوير ساخت. روشنايي هر نقطه در تصوير متناسب با دامنه موج صوتي دريافت شده است. نماي کلي يک سيستم ويبروآکوستوگرافي در شکل ۱ نمايش داده شده است.

۲- نيروي تابش فراصوت

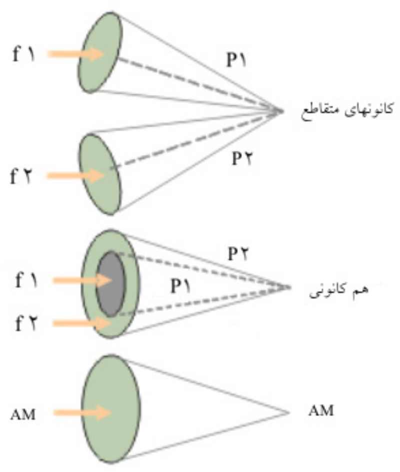
نيروي تابش فراصوت در اثر تغيير چگالي انرژي ميدان صوتي اعمالي ايجاد مي‌شود. بنابراين هر ماده‌اي در مسير موج که انرژي صوت را جذب کند و يا انعکاس دهد در معرض نيروي تابش است. بردار نيروي تابش F که از موج صفحه‌اي اعمالي حاصل مي‌شود برابر است با [۹-۱۱]:

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

که در آن d_r داراي يک جزء در مسير حرکت موج و ديگري در خلاف آن است و S سطح منعکس کننده هدف است. $\langle E\rangle$ ميانگين زماني کوتاه چگالي انرژي موج اعمالي است. از نظر فيزيکي d_r بيان کننده خواص جذب و انعکاس ماده است که در يک حالت ساده براي هدف منعکس کننده و مسطح، اين ضريب متناسب با مقدار توان منعکس شده است. به‌طور کلي d_r به شکل ماده منعکس کننده نيز بستگي دارد. در ويبروآکوستوگرافي از نيروي تابش متمرکز شده و نوساني استفاده مي‌شود. براي توليد نيروي تابشي که دامنه آن در فرکانس انتخاب شده نوسان کند، معمولاً از سه روش توليد موج مدوله استفاده مي‌شود [۳]: AM[6]، هم‌کانوني[7] و کانون‌هاي متقاطع[8] (شکل ۲).



شکل ۱- سيستم ويبروآکوستوگرافي



شکل ۲- شکل هندسي روش‌هاي مختلف توليد موج مدوله در ويبروآکوستوگرافي و نحوه تداخل فشارهاي P_1 و P_2 حاصل از آنها روي هدف مورد نظر

[1] Greenleaf
[2] Vibroacoustography
[3] Radiation force
[4] Modulated Amplitude
[5] Hydrophone
[6] Amplitude Modulation
[7] Confocal
[8] X-focal

تحریک پیوسته است و یکي از مبدل‌ها با فرکانس ω_1 و دیگري با فرکانس $\omega_2 = \omega_1 + \Delta\omega$ تحریک مي‌شوند. با فرض انتشار موج‌ها در راستاي z، میدان حاصل در z=۰ به شکل معادله (۲) خواهد بود [۱۲]:

$$P(t) = P_1(r)\cos[\omega_1 t + \Psi_1(r)] + P_2(r)\cos[\omega_2 t + \Psi_2(r)] \qquad (۲)$$

که $P_1(r)$ و $P_2(r)$ پروفایل فشار در جهت r و $\Psi_1(r)$ و $\Psi 2(r)$ فازهاي متناظر آنهاست. براي محاسبه نیروي تابش (رابطه۱)، باید چگالي انرژي محاسبه شود. چگالي انرژي لحظه‌اي را از رابطه $E(t) = P(t)^2 / \rho c^2$ مي‌توان به دست آورد [۱۳]. با جایگزیني $P(t)$ از رابطه (۲) مي‌توان دید که چگالي انرژي لحظه‌اي داراي یک مؤلفه تغییر ناپذیر با زمان است که با فرکانس $\Delta\omega$ نوسان مي‌کند. این فرکانس ناشي از ضرب برداري دو میدان فشار با فرکانس‌هاي ω_1 و $\omega_2 = \omega_1 + \Delta\omega$ و هارمونیک‌هایشان است. این جزء انرژي فرکانس پائین را با $e_{\Delta\omega}(t)$ نشان مي‌دهیم [۳]:

$$e_{\Delta\omega}(t) = \frac{P_1(r_0)P_2(r_0)}{\rho c^2}\cos[\Delta\omega t + \Delta\Psi(r_0)] \qquad (۳)$$

که ρ چگالي؛ c سرعت صوت؛ $\Delta\Psi(r) = \Psi_2(r) - \Psi_1(r)$ اختلاف فاز هستند. یک هدف مسطح را روي نقطه کانوني در نظر بگیرید. مؤلفه عمود نیروي متغیر با زمان روي جزء سطح dS در $r = r_0$ با ضریب $d_r(r_0)$ را مي‌توان با استفاده از معادله (۴) محاسبه کرد [۱۴]:

$$f_{\Delta\omega}(r_0,t) = \frac{P_1(r_0)P_2(r_0)}{\rho c^2}\cos[\Delta\omega t + \Delta\Psi(r_0)]d_r(r_0)dS \qquad (۴)$$

همچنین این تابع توزیع نیرو را روي ناحیه کانوني بیان مي‌کند. جمع نیرو روي شيء را مي‌توان با انتگرال‌گیري روي سطح محاسبه کرد (معادله ۵):

$$\overline{f}_{\Delta\omega}(r_0,t) = |\overline{F}_{\Delta\omega}|\cos(\Delta\omega t + \Delta\overline{\Psi}) \qquad (۵)$$

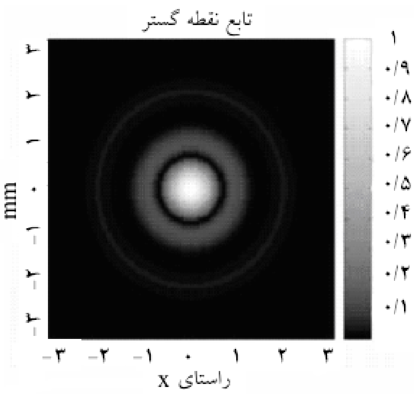
که $|\overline{F}_{\Delta\omega}|$ دامنه مختلط نیروي حاصل و $\Delta\overline{\Psi}$ فاز آن است. براي تشریح روش تصویرگري، اعمال نیروي نقطه‌اي $\overline{F}_{\Delta\omega}$ به نقطه‌اي از هدف در نظر گرفته مي‌شود، این نیرو باعث نوسان نقطه هدف مي‌شود. نوسان این نقطه باعث ایجاد میدان صوتي مي‌شود که به وسیله میکروفون قابل دریافت است. دامنه مختلط میدان صوتي حاصل ($P_{\Delta\omega}$) را مي‌توان در قالب رابطه (۶) نوشت [۱۵]:

$$P_{\Delta\omega} = \rho c^2 H_{\Delta\omega}(l)Q_{\Delta\omega}\overline{F}_{\Delta\omega} \qquad (۶)$$

$Q_{\Delta\omega}$ تابع مختلطي است که پاسخ فرکانسي مکانیکي هدف را در آن نقطه بیان مي¬کند. بیان کننده ترکیب پاسخ فرکانسي محیط انتشار و میکروفون است که در فاصله ازهدف قراردارد. حال با اسکن کردن هدف در فرکانس ثابت و ضبط کردن صوت حاصل مي‌توان تصویري را از شئ مورد نظر به‌دست آورد. تابع نقطه‌گستر[9] (PSF) این سیستم به صورت تصویرگرفته شده از یک نقطه که در ناحیه کانوني آن قرار گرفته تعریف مي‌شود. کارایي سیستم ویبروآکوستو گرافي به PSF آن بستگي دارد که خود وابسته به دو عامل است: عامل اول، توزیع فضایي نیروي تابش و عامل دوم، انتشار موج صوتي از هدف است [۱۶]. بنابراین بهینه کردن نیروي تابش که نقش اساسي را در قدرت تفکیک ایفا مي‌کند از اهمیت خاصي برخوردارست. به طور ایدئال نیروي تابش باید در فضا به یک نقطه کوچک اعمال شود تا قدرت تفکیک فضایي بهبود یابد.

۳- قدرت تفکیک محوري و جانبي

براي یک مبدل هم‌کانون که فرکانس آن ۳ MHz، قطر خارجي آن ۴۵ mm، قطر دیسک داخلي ۲۹/۶ mm، فاصله کانوني رینگ و دیسک هردو ۷۰ mm باشد، دامنه تابع PSF براي $\Delta f =$ ۷/۳ KHz در شکل ۳ نمایش داده شده است.



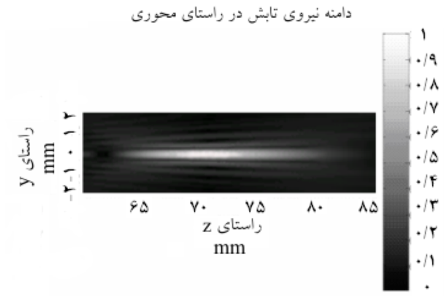
شکل ۳ - PSF سیستم ویبروآکوستوگرافي

[9] Point Spread Function

قدرت تفکيك جانبي در يک سيستم با کيفيت نسبتاً بالا که برابر با 6dB- از مقدار بيشينه دامنه نيروي تابش است، تقريباً حدود 0/7 mm است. در صورتي که فرکانس 3 MHz افزايش يابد پهناي گلبرگ اصلي کاهش يافته که باعث بهبود تفکيک پذيري جانبي مي‌شود ولي گلبرگ‌هاي جانبي افزايش مي‌يابند که اين پديده سبب کاهش کيفيت تصاوير گرفته شده به وسيله سيستم ويبروآکوستوگرافي مي‌شود [۱۷]. همچنين با افزايش فرکانس، قدرت تفکيک جانبي به دليل طولاني‌تر شدن اندازه گلبرگ اصلي در راستاي محوري کاهش مي‌يابد و تضعيف در بافت بيشتر مي‌شود. بنابراين فرکانس در عمل طوري انتخاب مي‌شود که اين مشخصه‌ها در حالت بهينه قرار گيرند [۱۸]. براي همان سيستم ذکر شده در بالا، قدرت تفکيك محوري با در نظر گرفتن 6dB- از مقدار بيشينه در راستاي محوري در حدود 12mm است (شکل ۴).

۴ - استفاده از امواج با طول زماني محدود

در روش ويبروآکوستوگرافي از امواج پيوسته استفاده مي‌شود به اين ترتيب که براي مبدل ذکر شده در حدود 318μs موج فرستاده مي‌شود، بعد از آن براي مدت 30ms ارسال موج قطع شده و به وسيله هيدروفون صوت حاصل دريافت مي‌شود. اگر طول امواج تحريک را محدود کنيم در هر لحظه از زمان فقط در قسمت کوچکي از محيط انتشار موج صوتي خواهيم داشت و بنابراين در محل تلاقي دو موج نيز طول ناحيه برخورد بسيار کوچک‌تر خواهد شد. که اين امر خود سبب کم شدن حجمي مي‌شود که نيروي تابش به آن وارد مي‌شود بنابراين قدرت تفکيك فضايي بهبود مي‌يابد. در روش ويبروآکوستوگرافي، موج صوتي دريافتي به‌وسيله هيدروفون برايند صوت‌هاي حاصل از تمامي نقاط بافت‌هاي در معرض تابش و ارتعاش است، بنابراين براي هر نقطه‌اي که اسکن مي‌شود اثرات نقاط ديگر نيز به‌طور ناخواسته در نظر گرفته مي‌شوند. در اينجا به دليل استفاده از امواج با طول زماني محدود مي‌توان با استفاده از زمان‌بندي مناسب و با در نظر گرفتن فاصله دقيق نقطه مورد نظر و هيدروفون، دامنه موج صوتي را که دقيقاً از هدف ايجاد شده است براي تشکيل تصوير تقويت کرد و از اين طريق نسبت سيگنال به اغتشاش را افزايش داد [۱۹].



شکل ۴- تصوير دو بعدي از نيروي تابش در راستاي محوري

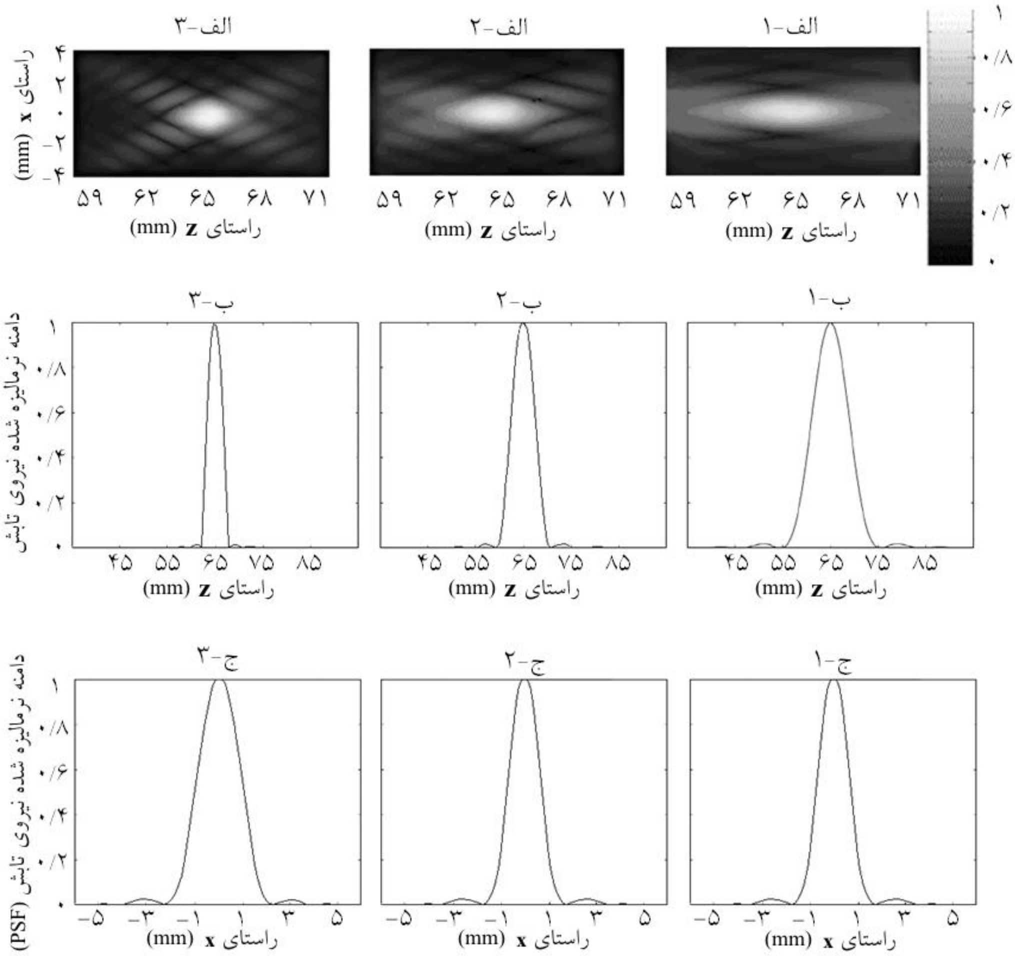
۵ - شبيه‌سازي و نتايج

۵-۱- محاسبه نيروي تابش حاصل از مبدل هم‌کانون

براي انجام شبيه‌سازي برنامه‌اي به زبان C^{++} نوشته شده و تمامي مراحل شبيه‌سازي به‌وسيله اين نرم افزار انجام شده است. براي هر دو حالت امواج پيوسته و امواج با طول محدود زماني، ابتدا پاسخ ضربه هر دو مبدل ديسک و رينگ مقعر هم‌مرکز با آن محاسبه شده است، پس از آن براي حالت پيوسته از تبديل فوريه و مؤلفه آن در فرکانس مورد نظر استفاده شده است [۱۰، ۱۱]. نتايج حاصل براي PSF و نيروي تابش در راستاي محوري براي مبدل هم‌کانون ذکر شده در قسمت قبل، در شکل‌هاي ۳ و۴ نشان داده شده‌اند.

۵-۲- محاسبه نيروي تابش حاصل از مبدل با کانون‌هاي متقاطع

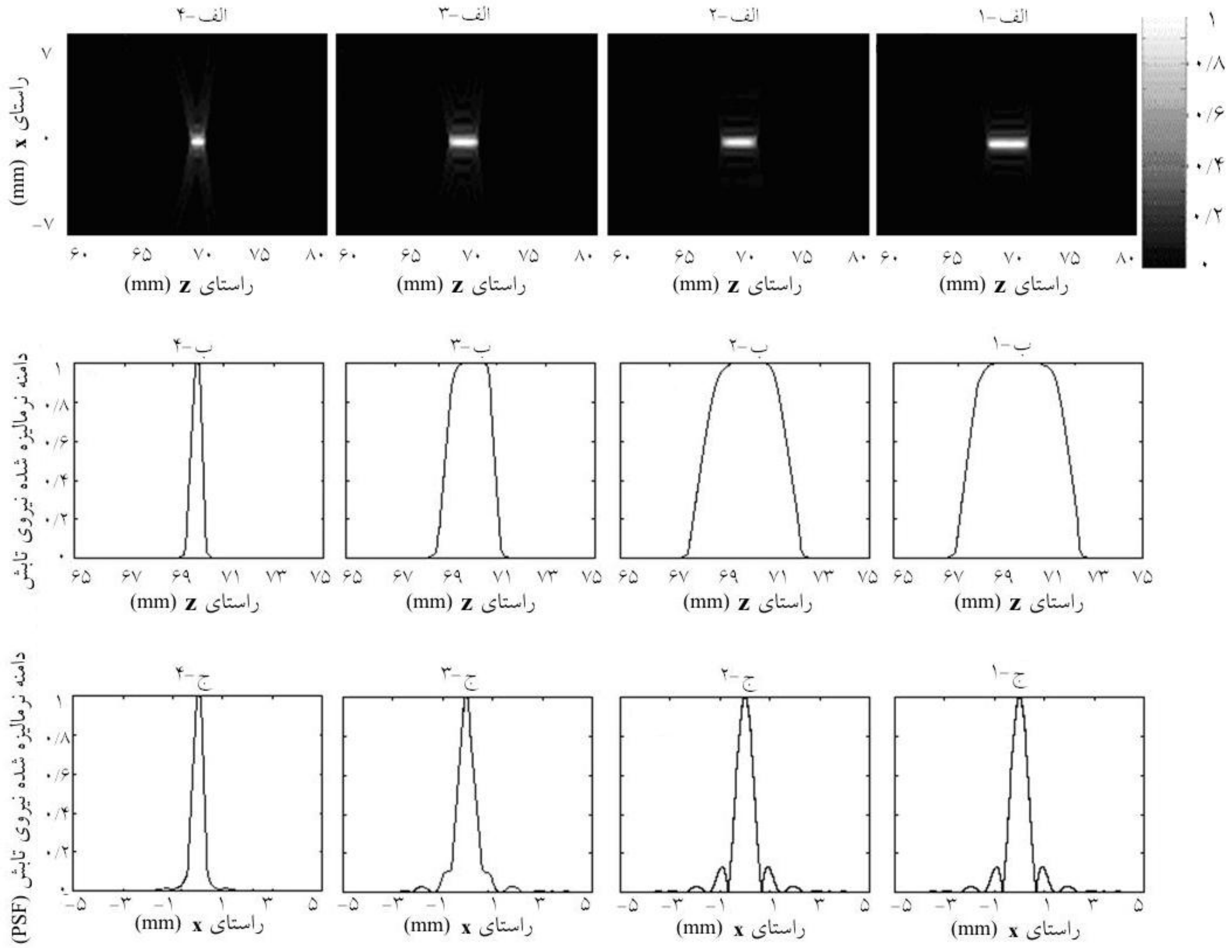
در اين آرايش از دو مبدل مقعر با مرز دايره‌اي استفاده مي‌شود که محورهايشان با يکديگر زاويه θ مي‌سازند، اين آرايش در شکل ۲ نشان داده شده است. در اينجا به ازاي سه زاويه مختلف توزيع نيروي تابش در راستاي محوري و جانبي محاسبه و نتايج مقايسه شده‌اند. مراحل محاسبه نيروي تابش مشابه قبل است با اين تفاوت که در محاسبه پاسخ ضربه چرخش دستگاه مختصات به اندازه θ منظور شده است. در شکل ۵ نتايج اين محاسبات آمده است.



شکل۵- نتايج شبيه سازي نيروي تابش حاصل از مبدل با كانون‌هاي متقاطع در راستاي محوري وPSF هاي حاصل به ازاي زاويه‌هاي °۶۰، °۳۵، °۲۰ = θ. ستون ۱، °۶۰ = θ ، ستون ۲، °۳۵ = θ و ستون ۳، °۲۰ = θ

۳-۵- محاسبه نيروي تابش حاصل از مبدل هم‌كانون، در حالت استفاده از امواج با طول زماني محدود

براي حالت امواج با طول محدود، پس از محاسبه پاسخ ضربه، كانولوشن آن با سيگنال‌هاي سينوسي پنجره شده با پنجره مستطيلي با طول دلخواه محاسبه شده و با استفاده از آن نيروي تابش به دست آمده است. در شكل ۶ نيروي تابش در راستاي محوري وPSF براي پنجره با طول‌هاي ۲، ۴، ۶ و۸ دوره تناوب نشان داده شده است. نتايج و تصاوير دقيقاً در لحظه‌اي ثبت و نشان داده شده اند كه امواج حاصل از دو مبدل به نقطه كانوني مبدل‌ها (z=۷۰mm) رسيده اند. در ستون چهارم از امواج پنجره شده با طول دو دوره تناوب استفاده شده است، تصوير الف-۴-۶ دامنه نرماليزه شده نيروي تابش و تصوير ب-۴-۶ نمودار تغييرات نيروي تابش روي راستاي z و به ازاي x = ۰ را نشان مي‌دهد. در اين وضعيت قدرت تفكيک محوري كمتر از ۱mm است. نمودار ج-۱-۶ نشان دهنده PSF است كه در اينجا PSF نيز در مقايسه با حالت امواج پيوسته بهبود يافته و تقريباً مي‌توان گفت دامنه گلبرگ‌هاي جانبي به صفر رسيده است. در ستون سوم شبيه‌سازي براي امواج با طول چهار دوره تناوب تكرار شده است. در اينجا قدرت تفكيک محوري حدود ۲mm است و اندازه گلبرگ‌هاي جانبي در PSF زياد شده است. به همين ترتيب براي طول‌هاي ۶ و ۸ دوره تناوب شبيه‌سازي انجام شده است و نتايج نشان مي‌دهد كه با بيشتر شدن طول امواج، قدرت تفكيک محوري كاهش مي‌يابد.



شکل ۶- نتايج شبيه سازي نيروي تابش در راستاي محوري وPSF ها به ازاي امواج با طول‌هاي ۲، ۴، ۶ و۸ دوره تناوب. ستون ۱ با طول ۸ دوره تناوب؛ ستون ۲ با طول ۶ دوره تناوب؛ ستون ۳ با طول ۴ دوره تناوب و ستون ۴ با طول ۲ دوره تناوب

همچنين PSF به حالت امواج پيوسته نزديک مي‌شود به طوري که براي طول شش دوره تناوب PSF تقريباً به صورت امواج پيوسته است. در بدترين حالت براي طول ۸ دوره تناوب قدرت تفکيک محوري حدود ۵mm است که در مقايسه با حالت پيوسته حدود ۵۰% بهبود يافته است.

۶- نتيجه‌گيري

روش ويبروآکوستوگرافي براي تعيين کشساني بافت‌ها، تشخيص رسوبات کلسيم در بافت سينه، شريان‌ها، دريچه‌هاي قلب، تصويربرداري از استخوان، آزمون غيرمخرب دريچه‌هاي مصنوعي قلب با قدرت تفکيک جانبي ۰/۷mm و قدرت تفکيک محوري ۱۲mm مورد استفاده قرار گرفته است. با توجه به مناسب نبودن قدرت تفکيک محوري در اينجا از امواج با طول زماني محدود استفاده کرديم و نتايج شبيه‌سازي نشان داد که مي‌توان قدرت تفکيک محوري را با استفاده از امواج با طول زماني محدود تا حدود ۵۰% بهبود داد. با توجه به اثر تضعيف بافت و کم شدن مقدار متوسط توان ارسالي موج فراصوت به دليل استفاده از امواج با طول محدود، نسبت سيگنال به اغتشاش کاهش مي‌يابد که اين مورد احتمالاً يکي از محدوديت‌هاي عملي استفاده از اين روش است که بايد از طريق آزمايش مورد بررسي قرار گيرد. در ادامه در حال فراهم کردن شرايط انجام عملي ويبروآکوستوگرافي با استفاده از امواج با طول زماني محدود و مقايسه نتايج حاصل از آزمايش و شبيه‌سازي هستيم.

مراجع

[1] Fatemi M., Greenleaf J.F., Ultrasound stimulated vibro-acoustic spectroscope; Science, 1998; 280: 82–85.

[2] Fatemi M., Greenleaf J.F., Vibro-acoustography: An imaging modality based on ultrasound-stimulated acoustic emission; Proc. Natl. Acad. Sci. USA, 1999; 96: 6603-6608.

[3] Fatemi M., Wold L.E., Alizad A., Greenleaf J.F., Vibro-acoustic tissue mammography; IEEE. Trans. Med. Imag., 2002; 21(1), 1-8.

[4] Alizad A., Fatemi M., Nishimura R.A., Kinnick R.R., Rambod E., Greenleaf J.F., Detection of calcium deposits on heart valve leaftlets by vibro-acoustography: An in vitro study; J. Amer. Soc. Echocardiogr, 2002; 15: 1291–1395.

[5] Fatemi M., Rambod E., Gharib M., Greenleaf J.F., Nondestructive testing of mechanical heart valves by vibroacoustography, presented at 7th Int. Congr. Sound and Vibration, July 4–7, 2000.

[6] Callé S., Remenieras J.P., Matar O.B., Defontaine M., Patat F., Application of nonlinear phenomena induced by focused ultrasound to bone imaging; Ultrasound Med. Biol., 2003; 29(3): 465–472.

[7] Fatemi M. Greenleaf J.F., Probing the dynamics of tissue at low frequencies with the radiation force of ultrasound; Phys. Med. Biol., 2000; 45: 1449-1464.

[8] Mitri F.G., Trompette P., Yves Chapelon J., Improving the Use of Vibro-Acoustography for Brachytherapy Metal Seed Imaging: A Feasibility Study; IEEE Trans. Med. Imag, 2004; 23(1): 1221-1230.

[9] Westervelt P.J., The theory of steady forces caused by sound waves; J. Acoust. Soc. Amer., 1951; 23: 312-315.

[10] Chen X., Schwarz K.Q., Parker K.J., Radiation pattern of a focused transducer: A numerically convergent solution; J. Acoust. Soc. Amer., 1993; 94: 2979–2991.

[11] Cobbold R.S., Foundation of biomedical ultrasound; Oxford university press, 2006: 3.16-3.49.

[12] Silva G.T., Image formation in vibroacoustography; A Thesis Submitted to the Faculty of the Mayo Graduate School, 2004.

[13] Silva G.T., Chen S., Greenleaf J.F., Fatemi M., Dynamic ultrasound radiation force in fluids; Phys. Rev. E, 2006; 71: 561-573.

[14] Chen S., Fatemi M., Kinnick R., Greenleaf J.F., Comparison of Stress Field Forming Methods for Vibro-acoustography; ieee transactions on ultrasonics, ferroelectrics, and frequency control, 2004; 51(3): 675-682.

[15] Lee C.P., Wang T.G., Acoustic radiation pressure; Journal of the Acoustical Society of America, 1993; 94(2):1099–1109.

[16] Greenleaf J.F., Fatemi M., Insana M., Selected methods for imaging elastic properties of biological tissues; Annu. Rev. Biomed. Eng., March 2003.

[17] Chen S., Fatemi M., Greenleaf J.F., Radiation force induced vibration of a sphere in viscoelastic medium; J. Acoust. Soc. Amer. pt. 1, 2002; 112(3), 886–889.

[18] Walker C.L., Foster F.S., Plewes D.B., Magnetic resonance imaging of ultrasonic fields; Ultrasound Med. Biol, 1998; 24: 137–142.

[19] Urban M.W., Greenleaf J.F., Dynamic Signal Arrival Correction For Vibro-Acoustography; IEEE Trans. Med. Imag, 2006; 21(1): 986-997.