

# «پاسخ نقطه در تصویر گراکو (بازتاب) خطی با ترانسدیو سرگوسی»

مصطفی فاطمی

عضو هیئت علمی سازمان پژوهش‌های علمی صنعتی ایران

و استاد مدعو دانشکده فنی دانشگاه تهران

## چکیده

سیستم‌های تصویرگر فراصوتی نوع بازتاب پالس، کاربردهای متعددی در عسکبرداری پزشکی دارند. در زمینه شیوه عمل این سیستم‌ها تا به حال کارهای مختلفی انجام شده است. این مقاله نتیجه تحقیقاتی است که برای به دست آوردن مدل ریاضی جدیدی جهت مدل سازی سیستم تصویرگر بازتاب پالس خطی با ترانسدیو سرگوسی صورت گرفته است. مدل ریاضی سیستم را غالباً با تابع پاسخ نقطه مشخص می‌کنند. این تابع، بیانگر تصویر جسمی است که به صورت یک نقطه منفرد است. محاسبه پاسخ نقطه در سیستم تصویرگر بازتاب پالس در حالت عمومی مستلزم حل روابط انتگرالی پیچیده‌ای است و معمولاً بصورت یک رابطه بسته قابل محاسبه نیست. حتی با استفاده از روشهای عددی، محاسبه آن بسیار مفصل و در مواردی غیر عملی است.

هدف این مقاله، ارائه یک روش عملی با تقریب مناسب برای محاسبه پاسخ نقطه سیستم به صورت یک تابع بسته و تحلیلی است. در اینجا یک مدل گوسی برای ترانسدیوسر فراصوتی ارائه می‌شود، و با استفاده از آن تابع پاسخ نقطه در سیستم تصویرگر بازتاب پالس، با رویش خطی محاسبه می‌شود. مدل، ترانسدیوسر را برحسب ۵ پارامتر اصلی تعریف می‌کند، که عبارت انداز: عرض، طول، فرکانس مرکزی، پهنای باند، و تأخیر ترانسدیوسر. پاسخ نقطه سیستم به صورت بسته و تحلیلی به دست آمده است به طوری که کاربرد آن را ساده می‌کند. پاسخ به دست آمده برای سیستم‌های با ترانسدیوسرگوسی در میدان دور دقیق است و علاوه بر این حالت، نظر به قابلیت انعطاف مدل از آن می‌توان به عنوان یک تقریب مناسب برای مدلسازی سیستم‌های با دیگر انواع ترانسدیوسر نیز استفاده کرد.

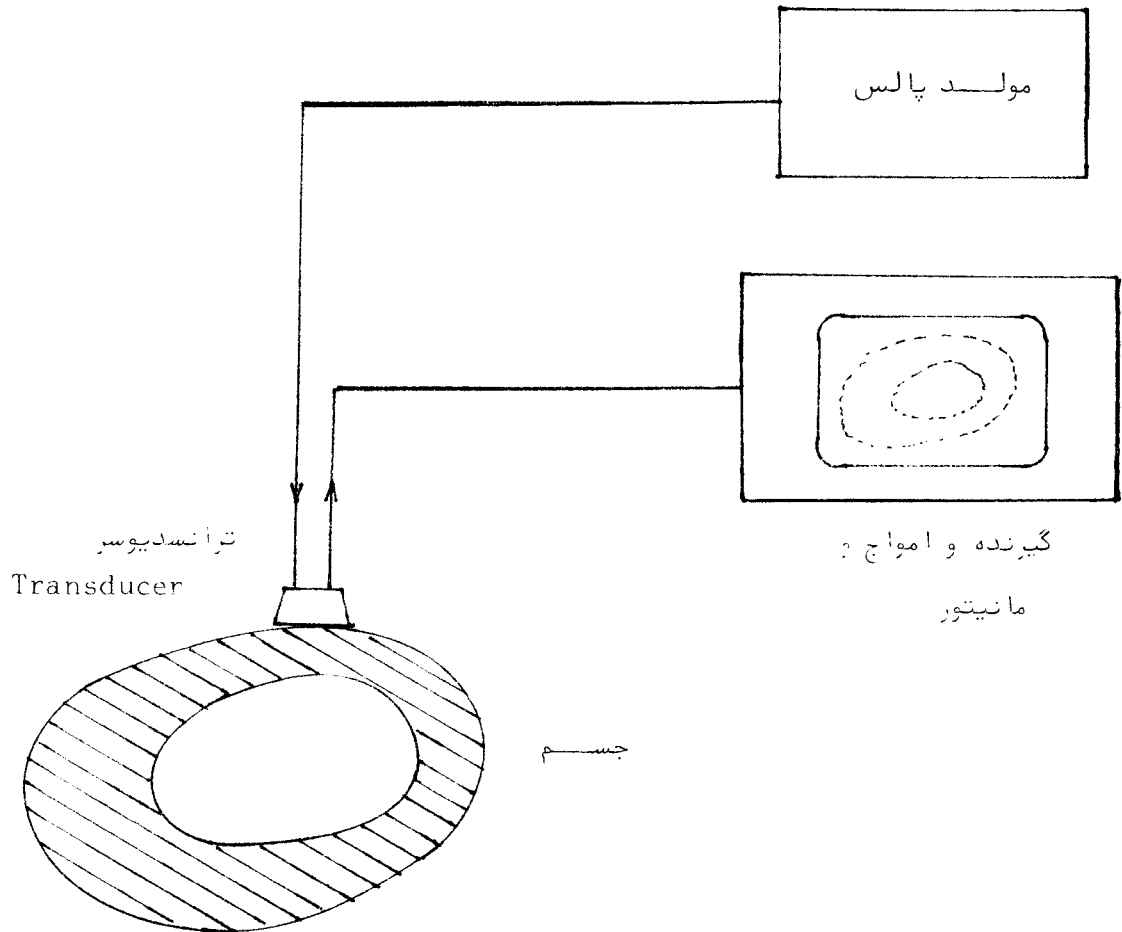
## ۱ - مقدمه

مشکلات اصولی رو به روست که از آن جمله می‌توان به توان تفکیک محدود، اثر پراش در محیط ناهمگن نسوج، اثر شکست در برخورد با نسوج سخت و غیره اشاره کرد. برای رفع این مشکلات به بررسی تحلیلی سیستم، شامل ترانسدیوسر، محیط انتشار، پردازش سیگنال و نحوه ایجاد تصویر نیاز است. انجام این بررسی تحلیلی یکی از موضوعهای مهم تحقیقات در سالهای اخیر بوده است و مقاله‌های زیادی درباره جنبه‌های مختلف موضوع منتشره شده است. در مورد ارائه تئوری تشکیل تصویر رویشی B و مدل سازی ریاضی سیستم تصویرگر بازتاب پالس، مرجع [۳] از جمله اولین پژوهشهایی است که انجام شده است. در این مرجع، علاوه بر مدل ریاضی سیستم، مدل آماری برای نسوج نرم و یک روش احیای تصویر برای بالا بردن توان تفکیک با استفاده از فیلترینگ ارائه شده است.

تصویرگر فراصوتی کاربردهای مختلفی در پزشکی و صنعت دارد. نوع رویشی B آن امروزه در پزشکی بسیار متداول است. تکنیکهای مختلف فراصوتی در مراجع مختلف از جمله مرجع [۱] توضیح داده شده است. در تکنیک بازتاب پالس نوع رویشی B طبق شکل (۱)، امواج فراصوتی به صورت پالس به جسم تابانده می‌شود. موج در برخورد با ناهمگونیهای داخلی جسم منعکس می‌شود. سیستم با دریافت امواج انعکاس یافته تصویر را تشکیل می‌دهد. تصویر حاصل از سطح مقطع جسم است. منظور از رویش خطی، حرکت ترانسدیوسر در امتداد خط مستقیم است و غالباً برای عکسبرداری از نسوج نرم بدن به کار می‌رود. در مورد کاربرد پزشکی این تکنیک مراجع زیادی وجود دارند. مرجع [۲] از جمله مراجع کامل و مفید در این زمینه است. از نظر تکنیکی روش رویشی B با

با نتایج عملی مقایسه شده است. نتایج گرچه دقت محاسبات را نشان می‌دهند ولی تابع پاسخ نقطه محاسبه شده بر حسب تعدادی انتگرال بیان شده است که محاسبه آنها با دشواری صورت می‌گیرد و از نظر کاربرد عمل با موانعی روبروست.

در مورد مدل سازی سیستمهای تصویرگر با آرایه ترانسدیوسر، کارهای جدیدتری صورت گرفته که از آن جمله می‌توان مرجع [۴] را نام برد. در این مقاله بر اساس نتایج مرجع [۳] پاسخ نقطه یک سیستم تصویرگر با آرایه ترانسدیوسر به صورت یک رابطه غیربسته محاسبه شده و



شکل ۱ - نمودار بلوکی سیستم

دست آمده و با استفاده از آن توان تفکیک تصویر افزوده شده است. در مرجع [۶] نیز احیای تصویر روشی B را فیلتر حوزه فرکانس با دامنه حقیقی انجام می‌دهد. پاسخ فرکانسی این فیلتر از طیف تصویر، استخراج شده است. در مرجع [۷] مدل گوسی برای ترانسدیوسرهای

در مورد ارائه مدل تقریبی یا تجربی و کاربرد آن برای افزایش توان تفکیک تصاویر واقعی بیماران فعالیتهای زیادی انجام شده است. از جمله می‌توان به مرجع [۵] و [۶] اشاره کرد، که در [۵] بر اساس اطلاعات حاصل از رویش ناحیه شکم بیمار، مدل تجربی برای سیستم به

تغییرات پوش این سیگنال را می توان با یک تابع گوسی (در حوزه زمان) تقریب زد، مثلاً سیگنال دریافتی به صورت زیر مدل سازی می شود.

$$s(t) = 2\sigma e^{-\pi\sigma^2 t^2} \cdot \text{Cos}(2\pi f_0 t)$$

که در این رابطه،  $t$  زمان و  $f_0$  فرکانس نوسان و  $\sigma$  ضریب گستردگی گوسی است. بنابراین مدل گوسی ترانسدیوسر شامل توابع  $f(x,y)$  و  $s(t)$  خواهد بود.

تابع پاسخ نقطه عبارت است از تصویر جسمی که به صورت یک نقطه فیزیکی منفرد در فضای یکنواخت در مقابل ترانسدیوسر قرار دارد. با فرض خطی بودن سیستم که در غالب موارد صادق است، با استفاده از این تابع می توان تصویر هر جسم دیگر را محاسبه کرد. برای اینکار هر جسم را متشکل از بینهایت نقطه در نظر می گیریم و تصویر کلی برابر است با جمع تصاویر نقاط مختلف جسم. بنابراین محاسبه تابع پاسخ نقطه، رفتار سیستم را به طور کامل بیان می کند.

نتایجی که در این مقاله به دست آمده از چند جنبه دارای ویژگی است. از یک طرف در مواردی که ترانسدیوسر واقعاً دارای توزیع گوسی در سطح باشد، تابع پاسخ نقطه به دست آمده، هم در میدان دور دقیق است (با در نظر گرفتن تقریبهای معمول) و هم از نظر حجم عملیات لازم برای محاسبه، نسبتاً به سرعت قابل محاسبه است. یادآوری می شود که این نوع ترانسدیوسرها اخیراً توجه محافل علمی را جلب کرده است.

از طرف دیگر در مواردی که ترانسدیوسر واقعاً دارای توزیع گوسی نباشد از این مدل می توان به عنوان یک تقریب مناسب استفاده کرد. خاصه اینکه این مدل قابل انعطاف است و می توان با انتخاب مناسب پارامترهای مدل آن را با ترانسدیوسر واقعی تطبیق داد و پاسخ نقطه تقریبی را با خطای حداقل به دست آورد.

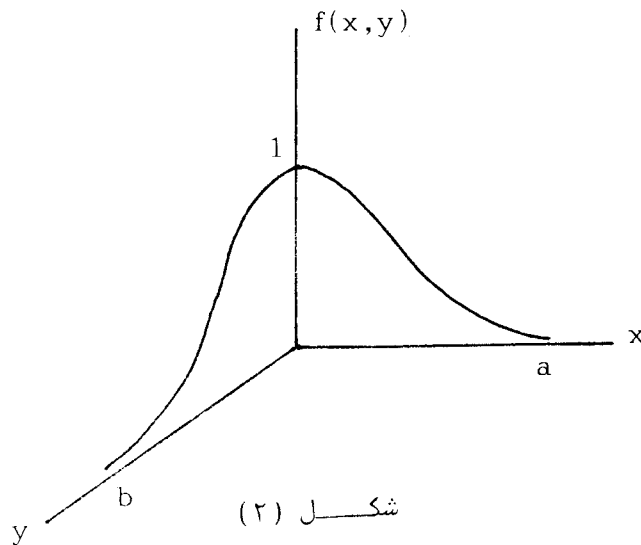
سیستم تصویرگر فراصوتی مطرح شده و محاسبات بر اساس میدان دور ترانسدیوسر انجام شده است. نتایج، نشان دهنده کارایی این مدل اند.

در این مقاله، نتایج جدیدی برای محاسبه تصویر سیستم ارائه می شود. ابتدا یک مدل گوسی برای ترانسدیوسر پیزوالکتریک معرفی می کنیم و با استفاده از آن پاسخ نقطه را که بیانگر نحوه تشکیل تصویر در این گونه از سیستمها است به دست می آوریم. در زیر به توضیح کلی در مورد مدل و تابع پاسخ نقطه می پردازیم.

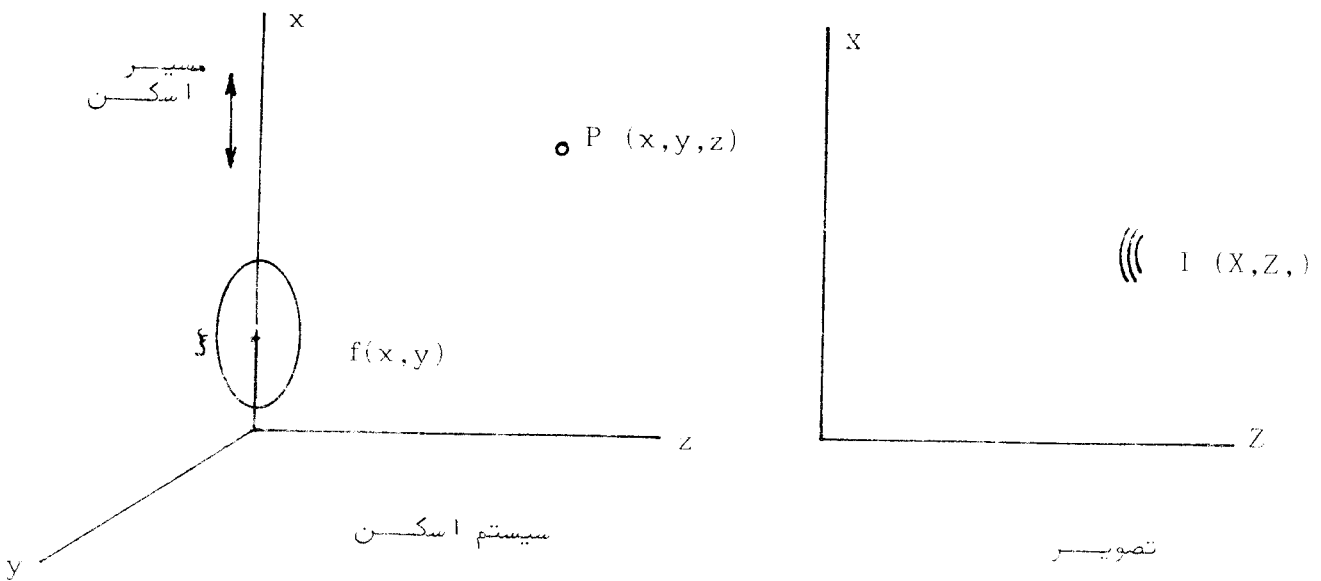
ترانسدیوسر عنصری است غالباً از جنس سرامیکهای پیزوالکتریک که سیگنال الکتریکی را به امواج فراصوتی تبدیل می کند. منظور از مدل گوسی این است که توزیع پارامترهای اکوستیکی روی سطح ترانسدیوسر با یک تابع گوسی دوبعدی بیان می شود. پارامترهای اکوستیکی می توانند فشار لحظه ای، جابه جایی، سرعت لحظه ای و یا پتانسیل سرعت باشد (در اینجا از پتانسیل سرعت استفاده شده است). بنابراین اگر تابع توزیع پارامتر مورد نظر را با  $f(x,y)$  روی صفحه ترانسدیوسر  $(x,y)$  نشان دهیم این تابع به شکل کلی زیر خواهد بود:

$$f(x,y) = \exp[-\pi(\frac{x^2}{a^2} + \frac{y^2}{b^2})]$$

که در آن  $2b, 2a$  ضرایبی ثابت و  $a^2, b^2$  بیانگر عرض و طول ترانسدیوسرند (شکل ۲). ترانسدیوسر معمولاً با یک پالس الکتریکی باریک تحریک می شود. این پالس الکتریکی تحت تأثیر خواص الکترومکانیکی پیزوالکتریک به یک موج نوسانی میرا شونده اکوستیکی تبدیل می شود. موج اکوستیکی در برخورد با موانع سر راه منعکس شده دوباره به ترانسدیوسر می رسد. ترانسدیوسر این موج اکوستیکی را برعکس به یک سیگنال الکتریکی تبدیل می کند. لذا به طور کلی سیگنال الکتریکی حاصل به صورت یک سیگنال نوسانی میرا شونده خواهد بود. نحوه



شکل (۲)



شکل (۳) نمایش سیستم رویش بازتاب پالس و صفحه تصویر

## ۲- تئوری تشکیل تصویر رویشی B

### الف - توضیح سیستم

سیستم بازتاب پالس مورد بررسی در این مقاله در شکل ۳ دیده می شود.

سیستم رویشی، شامل یک ترانسدیوسر با توزیع  $f(x, y)$  در صفحه  $x-y$  است. ترانسدیوسر در امتداد محور  $x$  حرکت و صفحه  $x-z$  را که صفحه رویش می نامیم جاروب می کند. ضمن حرکت، پالسهای الکتریکی  $v_1(t)$  به ترانسدیوسر اعمال می شود و موج  $\varphi(x, y, t)$  را در سطح

ترانسدیوسر ایجاد می کند. این موج در جهت  $z$  در محیط منتشر می شود و پس از برخورد با جسم  $P(x, y, z)$  بخشی از انرژی خود را منعکس می کند. بازتاب یا اکو حاصل را ترانسدیوسر به صورت سیگنال  $v_1(\xi, t; P)$  دریافت می دارد.  $\xi$  نشان دهنده مکان ترانسدیوسر در امتداد محور  $x$  است. مجموعه بازتابهای دریافتی حین رویش را سیستم مانیتور به تصویر  $I(X, Z)$  در صفحه  $X-Z$  تبدیل می کند. تعاریف زیر در توضیح سیستم به کار می روند:

$$h(X, Z; P_0) = \frac{c}{16r_0^2} \int_{-\infty}^{\infty} [wF(\frac{\alpha w}{2}, 0)]^2 e^{-j2\pi w(Z-r_0)} dw \quad (1)$$

در رابطه بالا :

$$r_0^2 = X^2 + z_0^2$$

$$\alpha = -X/r_0$$

$$F(u, v) = \text{تبدیل فوریه دوبعدی } f(x, y)$$

$w$ ، پارامتر انتگرال گیری و در واقع فرکانس مکانی در جهت  $Z$  را نشان می دهد.

رابطه فوق، صرفاً اثر پراش موج را نشان می دهد. خواص تبدیلی یا الکترومکانیکی ترانسدیوسر بعداً بررسی خواهد شد.

### ۳- تابع پاسخ نقطه در سیستم با ترانسدیوسر گوسی

#### الف - پاسخ نقطه با تحریک ضربه ای

در اینجا یک ترانسدیوسر توزیع گوسی نامتقارن در صفحه  $x - y$  در نظر می گیریم و پاسخ نقطه سیستم را محاسبه می کنیم [۷]:

$$f(x, y) = \exp \left[ -\pi \left( \frac{x^2}{a^2} + \frac{y^2}{b^2} \right) \right]$$

پارامترهای  $a$  و  $b$  معرف عرض و طول ترانسدیوسرند. تبدیل فوریه دوبعدی  $f(x, y)$  بقرار زیر است:

$$F(u, v) = \mathfrak{F} \{ f(x, y) \} = ab \exp \left[ -\pi (a^2 u^2 + b^2 v^2) \right]$$

که  $\mathfrak{F} \{ \}$  نماینده تبدیل فوریه دوبعدی و  $u, v$  بترتیب مؤلفه های فرکانس مکانی در جهت  $x$  و  $y$  اند. از رابطه (۱)، پاسخ نقطه سیستم به شرح زیر به دست می آید:

$$h(X, Z; P_0) = \frac{ca^2 b^2}{16r_0^2} \int_{-\infty}^{\infty} \left[ w^2 e^{-\frac{\pi a^2 \alpha^2 w^2}{2}} \right] e^{-j2\pi w(Z-r_0)} dw$$

$$= \frac{-cb^2 \sqrt{2}}{16\pi a^3 r_0^2} \left[ \frac{4\pi}{a^2 \alpha^2} (Z-r_0)^2 - 1 \right] e^{-\frac{2\pi}{a^2 \alpha^2} (Z-r_0)^2} \quad (2)$$

سیگنال (پالس) اعمال شده به ترانسدیوسر:  $v_1(t) =$   
موج ایجاد شده در سطح ترانسدیوسر (موج ارسال):

$$v_1(x, y, t) = f(x, y) v_1(t)$$

بازتاب ناشی از جسم  $p(x, y, z)$  که ترانسدیوسر واقع در نقطه  $x = \xi$  دریافت می کند:

$$v_r(\xi, t; P)$$

نحوه تبدیل سیگنال الکتریکی به موج و برعکس مربوط به خواص الکترومکانیکی ترانسدیوسر است و در بخش ۳-ب مدل سازی خواهد شد. نحوه تولید تصویر از اکوبر اساس قرارداد زیر استوار است [۳]:

$$I(X, Z; P) = v_r(\xi, t; P) \left| \begin{array}{l} t = \frac{2Z}{c} \\ \xi = X \end{array} \right.$$

که در آن،  $c$  سرعت انتشار موج است و  $t = 2Z/c$  زمان رفت و برگشت موج از ترانسدیوسر تا جسم را بیان می کند.

#### ب - پاسخ نقطه سیستم

پاسخ نقطه سیستم برابر است با تصویر حاصل از یک جسم نقطه ای در حالتی که سیگنال تحریک ترانسدیوسر فقط یک ضربه (ایمپالس) باشد:

$$P(x, y, z) = P_0(x_0, z_0, y_0) \dots$$

$$v_1(t) = \delta(t) \dots$$

در این صورت پاسخ نقطه سیستم برابر است با:

$$h(X, Z; P_0) = I(X, Z; P_0)$$

حالت خاصی که از آن در اینجا بحث می کنیم پاسخ سیستم به نقطه ای روی محور  $Z$  واقع در  $r_0$  است:

$$p(x, y, z) = P_0(0, 0, z_0)$$

انتخاب این نقطه برای ساده کردن روابط بعدی است و در صورت نیاز می توان روابط را برای دیگر حالاتی که  $x_0, y_0 \neq 0$  باشند تعمیم داد.

با توجه به انتخاب فوق، پاسخ نقطه سیستم را می توان به صورت زیر نوشت [۳] و [۷]:

می شود.

$$s(t) = 2\sigma \exp[-\pi\sigma^2(t-\tau)^2] \cos[2\pi f_0(t-\tau)]$$

در این رابطه،  $\sigma$ ،  $\tau$ ،  $f_0$  ضرایبی ثابت اند که به ترتیب نشان دهنده پهنای باند، تأخیر پالس، و فرکانس مرکزی آن اند. اگر پهنای باند 3dB- ترانسدیوسر را BW بنامیم:

$$\sigma = 1.5 \text{ BW}$$

برای محاسبه پاسخ نقطه کل سیستم در این حالت باید  $s(t)$  را در حوزه Z به دست آوریم. با استفاده از رابطه  $Z = ct/2$ ، مدل ترانسدیوسر را به صورت زیر می نویسیم.

$$h_{em}(Z) = s(t) \Big|_{t = \frac{2Z}{c}}$$

$h_{em}(Z)$  را که پاسخ ضربه ترانسدیوسر برحسب متغیر Z است می توان برای سهولت به صورت زیر نوشت:

$$h_{em}(Z) = 2\sigma \exp\{-\pi[\frac{2\sigma}{c}(Z-\mu)]^2\} \cos[2\pi f_0 \frac{2(Z-\mu)}{c}] \quad (۳)$$

که در آن  $\mu = \frac{ct}{2}$

تابع تبدیل ترانسدیوسر، تبدیل فوریه  $h_{em}(Z)$  است که آن را به صورت  $H_{em}(w)$  نشان می دهیم.

$$H_{em}(w) = \frac{c}{Z} e^{-j2\pi w \mu} \left\{ \exp\left[\frac{-\pi c^2}{4\sigma^2} \left(w - \frac{2f_0}{c}\right)^2\right] + \exp\left[\frac{-\pi c^2}{4\sigma^2} \left(w + \frac{2f_0}{c}\right)^2\right] \right\} \quad (۴)$$

که در آن،  $w$  معرف فرکانس در امتداد محور Z است.

### ج - پاسخ نقطه سیستم با تحریک گوسی

پاسخ نقطه کل سیستم با تحریک گوسی،  $h_T(X, Z; P_0)$  برابر است با پیچ پاسخ نقطه سیستم (با تحریک ضربه ای) با پاسخ ضربه ترانسدیوسر:

$$h_T(X, Z; P_0) = h(X, Z; P_0) * h_{em}(Z)$$

که در آن، \* علامت پیچ در جهت Z است.

برای محاسبه این پیچ از طرفین تبدیل فوریه می گیریم.

$$H_T(X, w; P_0) = H(X, w; P_0) \cdot H_{em}(w) \quad (۵)$$

رابطه (۲) پاسخ نقطه سیستم را به طور بسته ارائه می دهد. باید توجه داشت که پاسخ نقطه فوق وابسته به مکان (shift variant) است. بدین معنی که شکل کلی پاسخ نقطه برحسب موقعیت نقطه  $P_0$  در امتداد محور تغییر می کند. علت این امر آن است که پارامتر Z در رابطه بالا به صورت Z- $r_0$  ظاهر می شود و  $r_0$  خود تابعی غیرخطی از  $r_0$  است.

### ب - مدل الکترومکانیکی ترانسدیوسر:

پاسخ نقطه (رابطه ۲) ناشی از تحریک ضربه ای است. در عمل، ترانسدیوسر نمی تواند موج را به صورت ضربه از خود منتشر سازد. خواص الکترومکانیکی ترانسدیوسر و بلور یا سرامیک پیزوالکتریک به صورت یک فیلتر خطی میانگذر عمل می کند و بازتاب حاصل از یک ضربه الکتریکی معمولاً به صورت یک تابع نوسانی مانند شکل (۴) است.

با توجه به مطالبی که در مقدمه درباره نحوه محاسبه  $v_r(\xi, t; P_0)$  گفته شد، بازتاب جدید  $v_{rT}(\xi, t; P_0)$  از رابطه زیر به دست می آید:

$$v_{rT}(\xi, t, P_0) = v_r(\xi, t; P_0) * s(t)$$



شکل (۴) اکو

تابع  $s(t)$  خود به عوامل بسیاری از جمله ابعاد فیزیکی ترانسدیوسر بستگی دارد و معمولاً به صورت تحلیلی در دسترس نیست و غالباً از راه تجربه به دست می آید. در نتیجه بررسی سیستم به صورت تحلیلی میسر نیست. از آنجائی که در این مقاله تأکید بر ارائه یک مدل تحلیلی برای کل سیستم است، در اینجا یک مدل تحلیلی به صورت حاصلضرب یک تابع گوسی در یک تابع کسینوسی ارائه

ماهیت نوسانی ترانسدیوسر در حول فرکانس مرکزی آن،  $f_0$  است.

#### ۴ - نتیجه گیری

در این مقاله یک سیستم روبشی بازتاب پالس با مدل گوسی برای ترانسدیوسر بررسی شده و پاسخ نقطه کلی سیستم به دست آمده است. مدل گوسی ارائه شده برای ترانسدیوسر شامل یک تابع گوسی دوبعدی نامتقارن  $f(x,y)$  برای نمایش توزیع دامنه روی سطح ترانسدیوسر، و یک تابع گوسی دیگر  $h_{em}(Z)$  برای نمایش پاسخ ضربه ترانسدیوسر است.

این مدل به ما امکان می دهد که با تعیین فقط ۵ پارامتر، کل سیستم را مدل سازی کرده و پاسخ نقطه کلی سیستم را محاسبه کنیم. این پنج پارامتر عبارت اند از:

عرض ترانسدیوسر:	$2a$
طول:	$2b$
فرکانس مرکزی:	$f_0$
پهنای باند:	$\sigma$
تاخیر پاسخ:	$\tau$

پاسخ نقطه محاسبه شده در این مقاله جهت سیستم با ترانسدیوسر گوسی در میدان دور دارای دقت مناسب است. کاربرد دیگر نتایج حاصل در مواردی است که می خواهیم مدل یک سیستم بازتاب پالس با ترانسدیوسر غیرگوسی را بسازیم. پارامترهای مدل ارائه شده در این مقاله قابلیت انعطاف خوبی به مدل می دهند به طوری که با انتخاب صحیح مقادیر پارامترها می توان مدل گفته شده را با تقریب مناسبی برای نمایش دیگر سیستمهای بازتاب پالس که ترانسدیوسر غیرگوسی دارند نیز به کاربرد. برای مثال: اگر سیستم دارای ترانسدیوسر دیسکی مسطح باشد آن گاه،  $f(x,y)$  یک دایره و با دامنه ثابت است. لذا در این حال باید  $a = b$  انتخاب شود و با در نظر گرفتن یک معیار خطا،  $a$  را برحسب شعاع ترانسدیوسر به دست آورد. همین طور اگر ترانسدیوسر بیضی باشد باید  $a$  و  $b$  را

که در این رابطه با توجه به رابطه (۲) می توان نوشت:

$$H(X, w; P_0) = \frac{ca^2b^2}{16r_0^2} w^2 \cdot e^{-\frac{\pi}{2} a^2 \alpha^2 w^2} \cdot e^{-j2\pi w r_0}$$

$H(X, w; P_0)$  تبدیل فوریه  $h(X, Z; P_0)$  است. با توجه به رابطه بالا و رابطه (۵)،  $H_T(X, w; P_0)$  به دست می آید. با انجام تبدیل فوریه معکوس می توان به پاسخ نقطه کل سیستم دست یافت. بعد از انجام محاسبات پاسخ نقطه کل سیستم به شرح زیر به دست می آید.

$$h_T(X, Z; P_0) = A(X) \cdot e^{-B(X,Z)} [(2 \cdot B(X,Z) - 1) \cos(D(X,Z)) + 2 D(X,Z) \sin(D(X,Z))] \quad (6)$$

پارامترهای رابطه فوق به شرح زیر است:

$$A(X) = \frac{-\sqrt{2}}{16\pi} \left( \frac{cab}{r_0} \right)^2 \frac{e^{-\frac{\pi f_0^2}{\sigma^2}}}{[E(X)]^{3/2}}$$

$$r_0 = \sqrt{X^2 + z_0^2}$$

$$B(X, Z) = 2\pi \frac{Z^2 - M^2}{E(X)}$$

$$Z' = Z - \mu - r_0$$

$$M = \frac{cf_0}{2\sigma^2}$$

$$E(X) = \frac{X^2}{r_0^2} a^2 + \frac{c^2}{2\sigma^2}$$

$$D(X, Z) = \frac{4\pi M Z'}{E(X)}$$

رابطه (۶) نشان می دهد که پاسخ نقطه سیستم از حاصل ضرب دو جزء اصلی تشکیل شده است. جزء اول، تابع نمایی  $e^{-B(X,Z)}$  است که در جهت  $Z$  به صورت یک تابع گوسی عمل می کند و نشان دهنده ماهیت گوسی ترانسدیوسر است. این تابع، عامل اصلی در تعیین شکل پوش  $h_T$  است. جزء دوم، مجموع دو تابع نوسانی سینوسی و کسینوسی برحسب  $Z$  است که نشان دهنده

متناسب با قطرهای بیضی انتخاب کرد. دیگر پارامترهای مدل  $(\tau, \sigma, f_0)$  نیز از روی مشخصه زمانی ترانسدیوسر تعیین می‌شوند.

فهرست منابع:

- [۱] Wells, P.N.T., Biomedical Ultrasonics, Academic Press, New York, NY, 1977.
- [۲] Sarti, D.A. and Sample, W.F, ed. Diagnostic Ultrasound, Text and Cases, G.K. Hall, 1987.
- [۳] Mostafa Fatemi and A.C. Kak, " Ultrasonic B - Scan Imaging: Theory of Image Formation and a Technique for Restoration." Ultrasonic Imaging, (Academic Press), Vol.2, pp. 1 - 47, 1980.
- [۴] D. Iraca, L. Landini, and L. Verrazzani, "A Piece - Wise Spatial Invariant Model of Ultrasonic Image Formation", IEEE Trans. on Ultrasonics, Ferroelectric, and Frequency Control Vol 35, No. 4, 1988.
- [۵] C.N. Liu, Mostafa Fatemi, and R.C. Waag, "Digital Processing for Improvement of Ultrasonic Abdominal Images," IEEE Trans. on Med. Imaging, Vol. MI - 2, No. 2, 1983.
- [۶] D.Iraca, L. Landini, L.Verrazzani. " Power Spectrum Equalization for Ultrasonic Image Restoration," IEEE Trans. On Ultrasonics, Ferroelatric, and Frequency Control, Vol. 36, No.2, 1989.
- (۷) - سیستمهای تصویرگر اولتراسونیک، پایان نامه کارشناسی ارشد الکترونیک، نگارش حسین نجف زاده ازغندی به راهنمایی دکتر مصطفی فاطمی، دانشکده فنی دانشگاه تهران - سال ۶۸ - ۱۳۶۷