

بهبود نسبت علامت به نوفه در تصویربرداری فراصدای پزشکی با تحریک کدشده در حضور تضعیف وابسته به بسامد

امیر اخوان، علی محلوچی فر*

گروه مهندسی پزشکی، دانشکده برق و کامپیوتر، دانشگاه تربیت مدرس

چکیده

یکی از روش‌های مهم به منظور افزایش عمق تصویربرداری فراصدای پزشکی استفاده از روش‌های تحریک کد شده می‌باشد. به طور متداول در این نوع تحریک از صافی (فیلتر) منطبق برای حفظ تفکیک‌پذیری (رزولوشن) محوری استفاده می‌گردد. وجود تضعیف وابسته به بسامد در محیط انتشار موج، عملکرد صافی منطبق را در فشرده‌سازی تپ (پالس) در سامانه‌های تحریک کد شده به شدت تحت تأثیر قرار می‌دهد. لذا در این مقاله استفاده از تبدیل فوریه کسری به عنوان جایگزینی برای صافی‌های منطبق در محیط‌های با تضعیف بالا پیشنهاد می‌شود و کارایی آن مورد بررسی قرار می‌گیرد. علاوه بر این به منظور آشکارسازی علامت (سیگنال) پژواک (اکو) و مقایسه کمی عملکرد تبدیل فوریه کسری و صافی (فیلتر) منطبق، یک آشکارساز علامت (سیگنال) چرپ در حوزه کسری پیشنهاد داده می‌شود. مقایسه کیفی این دو روش در عمق‌های زیاد، که علامت فراصدا با تضعیف زیادی روبرو می‌شود، نشان می‌دهد که نسبت علامت به نوفه (نویز) در روش پیشنهادی بیش‌تر از روش صافی منطبق است. نتایج شبیه‌سازی نشان می‌دهند که فشرده‌سازی تپ (پالس) با استفاده از تبدیل فوریه کسری، حساسیت کم‌تری به تضعیف وابسته به بسامد دارد. به عبارت دیگر در حضور تضعیف وابسته به بسامد، احتمال آشکارسازی علامت پژواک با استفاده از تبدیل فوریه کسری بیش‌تر از احتمال آشکارسازی با استفاده از صافی منطبق است. مقدار بهبود قابلیت آشکارسازی در روش پیشنهادی نسبت به صافی منطبق به عمق تصویربرداری و مقدار تضعیف وابسته است. هر چه عمق تصویربرداری و یا تضعیف موجود در بافت افزایش یابد، بهبود روش پیشنهادی نیز بیش‌تر می‌گردد. در انتها با استفاده از نمایش زمان-بسامد و ییل دلیل عملکرد بهتر تبدیل فوریه کسری در مقایسه با روش صافی منطبق در حضور تضعیف وابسته به بسامد، بررسی می‌شود.

کلیدواژه‌ها: تبدیل فوریه کسری، صافی (فیلتر) منطبق، فشرده‌سازی تپ (پالس)، تحریک کد شده، تصویربرداری فراصدای پزشکی.

۱. مقدمه

مقاوم‌ترین علامت تحریک است. با توجه به طول زمانی زیاد علامت‌های کد شده، تفکیک‌پذیری (رزولوشن) محوری در تصاویر به دست آمده کاهش می‌یابد؛ بنابراین باید از روش‌های فشرده‌سازی تپ (پالس) به منظور بازیابی تفکیک‌پذیری استفاده گردد. صافی‌هایی (فیلترهایی) که تاکنون بدین منظور بکار برده شده‌اند، عبارتند از: صافی وینر، صافی معکوس و صافی منطبق [۶]. سادگی و بهینه بودن صافی منطبق باعث شده است که در اکثر موارد از این صافی به عنوان فشرده‌ساز تپ (پالس) در سامانه‌های تصویربرداری فراصدا استفاده شود. علیرغم بهبود نسبت علامت به نوفه در روش‌های تحریک کد شده، باز هم نیاز به افزایش این پارامتر در سامانه‌های فراصدا وجود دارد؛ بدین منظور روش‌هایی مثل کدگذاری^۱ مکانی در کنار تحریک کد شده مورد

یکی از روش‌های افزایش عمق تصویربرداری فراصدا استفاده از تحریک کد شده^۱ است. در این روش افزایش توان ارسالی به بافت باعث بهبود نسبت علامت به نوفه (سیگنال به نویز) می‌گردد. تاکنون علامت‌های (سیگنال‌های) مختلفی توسط محققان به عنوان علامت تحریک در سامانه‌های تصویربرداری پیشنهاد شده‌اند. تعدادی از این علامت‌ها عبارتند از: دنباله هافمن^۲، دنباله مکمل گلی^۳، دنباله‌ی ام^۴ [۱-۳]، چرپ^۵ خطی و غیرخطی [۴-۵]. نتایج تحقیقات نشان می‌دهند که چرپ خطی (مدولاسیون بسامدی خطی) بهترین و

* نویسنده پاسخگو: mahlooji@modares.ac.ir

¹ Coded Excitation
² Huffman sequence
³ Golay Complementary Sequences (GCS)
⁴ M-sequence
⁵ Chirp

⁶ Coding

سایر زوایای چرخش را نیز تولید می‌کند. مقدار این چرخش توسط پارامتری به نام مرتبه تبدیل (α) تعیین می‌گردد. این تبدیل به صورت زیر بیان می‌شود [۱۰]:

$$X_{\alpha}(u) = \int_{-\infty}^{\infty} x(t)K_{\alpha}(t,u)dt, \quad (1)$$

که در آن $x(t)$ علامت (سیگنال) ورودی در حوزه زمان، $X_{\alpha}(u)$ خروجی تبدیل در حوزه کسری و $K_{\alpha}(t,u)$ پایه‌های مرتبه α تبدیل است. در تبدیل فوریه معمولی، پایه‌ها به صورت علامت‌های نمایی تک بسامد ($e^{j\omega t}$) تعریف می‌شوند، ولی در تبدیل فوریه کسری، پایه‌ها توسط رابطه ۲ بیان می‌گردند [۱۰]:

$$K_{\alpha}(t,u) = \begin{cases} \frac{\sqrt{1-j\cot(\alpha)}}{2\pi} e^{j\frac{t^2+u^2}{2}\cot(\alpha)-jut.\csc(\alpha)} & \alpha \neq k\pi \\ \delta(t-u) & \alpha = 2k\pi \\ \delta(t+u) & \alpha + \pi = 2k\pi \end{cases} \quad (2)$$

که در آن t و u به ترتیب شاخص (اندیس) حوزه زمان و حوزه کسری هستند و α مرتبه تبدیل را تعیین می‌کند. چنان چه در رابطه ۲، $\alpha = \pi/2$ انتخاب شود، پایه‌های این تبدیل به صورت نمایی‌های تک بسامد در می‌آیند؛ به عبارت دیگر در این حالت تبدیل فوریه کسری همان تبدیل فوریه معمولی است و علامت را از حوزه زمان به حوزه بسامد منتقل می‌کند. در صورتی که $\alpha = 0$ باشد، علامت ورودی و خروجی تبدیل فوریه کسری یکسان است. سایر زوایای چرخش (α) نیز در این تبدیل قابل استفاده هستند و باید بر حسب نوع کاربرد تعیین شوند. با توجه به این که پایه‌ها در رابطه ۲ از علامت‌های چرپ تشکیل شده‌اند، بنابراین، این تبدیل در پردازش و تحلیل سامانه‌هایی که با علامت‌های چرپ، به‌عنوان ورودی کار می‌کنند، بسیار مناسب است. برای استفاده از تبدیل فوریه کسری به منظور فشردگی‌سازی تپ (پالس) در سامانه‌های تصویربرداری با علامت تحریک چرپ، باید بهترین مقدار مرتبه تبدیل (α) تعیین گردد. این مقدار توسط ویژگی‌های علامت تحریک ورودی انتخاب می‌شود. علامت تحریک گذشته که در این مقاله مورد استفاده قرار گرفته، به صورت زیر تعریف می‌گردد:

$$x(t) = \cos(2\pi[(f - \frac{B}{T})t + \frac{B}{2T}t^2]) \quad (3)$$

که در آن f بسامد مرکزی علامت تحریک، B پهنای باند و

استفاده قرار می‌گیرند [۷]. همان‌طور که بیان شد صافی (فیلتر) منطبق متداول‌ترین صافی‌ای است که در فشرده‌سازی تپ استفاده می‌شود. یکی از مهم‌ترین مشکلات این صافی حساسیت آن به پارامترهای علامت ورودی صافی است. به عبارت دیگر عدم انطباق بین مشخصات صافی و علامت ورودی، عملکرد صافی را به شدت تحت تأثیر قرار می‌دهد. متأسفانه وجود تضعیف وابسته به بسامد باعث ایجاد اختلاف بین مشخصات موج ارسالی با موج دریافتی می‌گردد. این مسئله باعث کاهش نسبت علامت به نوفه در خروجی صافی منطبق و در نتیجه کاهش قابلیت آشکارسازی علامت‌های پژواک (اکو) به ویژه در عمق‌های زیاد می‌گردد. در مقاله حاضر به منظور حل این مشکل، استفاده از تبدیل فوریه کسری به جای صافی منطبق پیشنهاد شده است. در یکی از مطالعات [۸] از تبدیل فوریه کسری به منظور جداسازی علامت‌های چرپ خطی استفاده شده است. استفاده از این تبدیل در تصویربرداری هم‌هنگ (هارمونیک) دوم در [۹] پیشنهاد گشته است. علیرغم اهمیت پارامتر تضعیف وابسته به بسامد در محیط انتشار موج و تأثیرگذاری آن در کیفیت تصاویر فراصدا که در آن از تحریک گذشته استفاده می‌شود، این پارامتر در مقالات کم‌تر مورد بررسی قرار می‌گیرد. لذا در مقاله جاری به طور دقیق به این مسئله پرداخته می‌شود. در ادامه تبدیل فوریه کسری به‌طور مختصر معرفی می‌گردد. نحوه آشکارسازی علامت‌های چرپ در حوزه کسری پیشنهاد می‌شود. مقایسه کمی و کیفی تبدیل فوریه کسری با صافی منطبق در فشرده‌سازی تپ موج فراصدا ارائه شده و در نهایت نتیجه‌گیری انجام می‌شود.

۲. نظریه روش

۲-۱. تبدیل فوریه کسری

تحلیل فوریه یکی از پرکاربردترین ابزارهای پردازش علامت (سیگنال) است. تبدیل فوریه کسری حالت کلی تبدیل فوریه معمولی است و اولین بار در سال ۱۹۸۰ در کاربرد مکانیک کوانتوم معرفی گردید. تبدیل فوریه، علامت را از حوزه زمان به حوزه بسامد انتقال می‌دهد. بنابراین چنانچه دو محور متعامد زمان و بسامد در نظر گرفته شوند، تبدیل فوریه، معادل ۹۰ درجه چرخش نمایش زمان- بسامد علامت مورد مطالعه است. تبدیل فوریه کسری یک تبدیل خطی است که

۲-۲. آشکارساز علامت (سیگنال) چرپ در حوزه کسری حضور نوفه (نویز) در داده‌های ثبت شده در تصویربرداری فراصدا یکی از مشکل‌های مهم می‌باشد. اهمیت این مسأله در تصویربرداری از عمق‌های زیاد که توان علامت پژواک به شدت کاهش می‌یابد، بیش‌تر می‌گردد. به عبارت دیگر نوفه (نویز) موجود در داده‌ها، مانع از نمایان شدن علامت‌های پژواک (سیگنال‌های اکوی) ضعیف می‌شود. در ادامه یک آشکارساز علامت چرپ در حوزه کسری پیشنهاد و با آشکارساز صافی (فیلتر) منطبق مقایسه می‌شود. لازم به ذکر است که صافی منطبق، صافی خطی بهینه است و پاسخ آن توسط رابطه زیر به دست می‌آید:

$$h = \frac{1}{\sqrt{s^H R_V^{-1} s}} R_V^{-1} s, \quad (5)$$

که در آن R_V^{-1} معکوس ماتریس کوواریانس نوفه است و s علامت مرجع بدون نوفه می‌باشد. روشن است که این صافی تنها در صورت انطباق کامل ضرایب صافی با علامت ورودی، بهینه می‌باشد. این در حالی است که وجود تضعیف وابسته به بسامد در محیط انتشار موج فراصدا باعث کاهش انطباق صافی و علامت ورودی می‌گردد. بیان ریاضی یک مسئله آشکارسازی در حضور نوفه به صورت زیر است [۱۲]:

$$\begin{aligned} H_0: r(t) &= w(t) \\ H_1: r(t) &= x(t) + w(t) \end{aligned} \quad (6)$$

که در آن $w(t)$ نوفه گوسی، $x(t)$ علامت پژواک چرپ شکل و $r(t)$ علامت دریافتی در گیرنده هستند. در صورتی که علامت پژواک به همراه نوفه در گیرنده دریافت شوند، فرض H_1 و در غیر این صورت فرض H_0 صحیح می‌باشد. هدف این است که با پردازش علامت دریافتی، حضور و یا عدم حضور علامت پژواک در گیرنده تشخیص داده شود. در حوزه کسری، مسئله آشکارسازی به صورت زیر تغییر می‌کند:

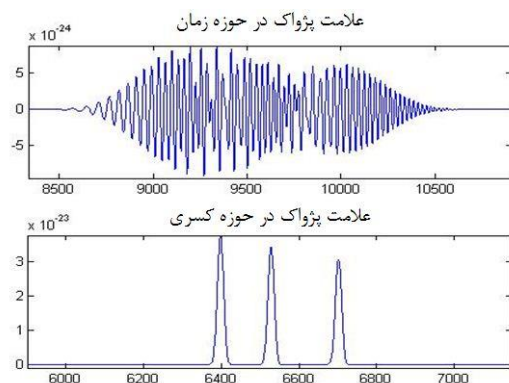
$$\begin{aligned} H_0: R_{fr}(u) &= W_{fr}(u) \\ H_1: R_{fr}(u) &= X_{fr}(u) + W_{fr}(u) \end{aligned} \quad (7)$$

که در آن $W_{fr}(u)$ ، $X_{fr}(u)$ و $R_{fr}(u)$ به ترتیب تبدیل فوریه کسری نوفه، علامت پژواک و علامت دریافتی می‌باشند. لازم به ذکر است که تبدیل فوریه کسری، انرژی علامت پژواک را در یک نقطه در حوزه کسری متمرکز می‌کند (در صورت استفاده از α بهینه)؛ بنابراین می‌توان مسئله آشکارسازی را تنها به یک نقطه (u) محدود کرد. در هنگام مقایسه آشکارسازهای مختلف، این نقطه معلوم فرض

T طول زمانی تپ هستند. تبدیل فوریه کسری در حالت آرمانی (در صورتی که از α بهینه استفاده گردد)، علامت $x(t)$ را به یک علامت ضربه (دیراک) تبدیل می‌کند؛ به عبارت دیگر بیش‌ترین میزان فشردگی سازی تپ به ازای α_{opt} به دست می‌آید. می‌توان نشان داد که α_{opt} توسط رابطه زیر تخمین زده می‌شود [۱۱]:

$$\alpha_{opt} = -\frac{\gamma}{\pi} \tan^{-1} \left(\frac{f_s^2 / N}{2a} \right), \quad (4)$$

N و f_s به ترتیب بسامد نمونه‌برداری و تعداد نمونه علامت هستند. $2a = \frac{B}{T}$ ، نرخ تغییرات بسامد نامیده می‌شود. به‌عنوان مثال در شکل ۱ علامت پژواک (اکوی) ناشی از سه پراکننده (تفرق‌ساز)^۱ به همراه نتیجه فشردگی سازی تپ توسط تبدیل فوریه کسری با مرتبه تبدیل بهینه نشان داده شده است. علامت تحریک مورد استفاده، یک چرپ خطی با بسامد مرکزی ۳ مگاهرتز و مدت زمان ۱۵ میکروثانیه بوده است. همان‌طور که در شکل ۱ دیده می‌شود علامت‌های پژواک ناشی از سه نقطه تفرق‌ساز، در حوزه زمان به شدت با یکدیگر تداخل دارند، ولی در حوزه کسری سهم هر یک از علامت‌های پژواک از یکدیگر جدا است و تفکیک‌پذیری (رزولوشن) مورد نیاز در تصاویر فراصدا را تأمین می‌کند. بنابراین تبدیل فوریه کسری می‌تواند به‌عنوان جایگزینی برای فشردگی سازی تپ در تشکیل تصاویر فراصدا مورد استفاده قرار گیرد. در ادامه به منظور فراهم کردن امکان مقایسه عملکرد تبدیل فوریه کسری با صافی منطبق، یک آشکارساز علامت چرپ در حوزه کسری بررسی می‌شود.



شکل ۱ (بالا) علامت دریافتی ناشی از سه نقطه تفرق‌ساز در حوزه زمان، (پایین) علامت فشرده شده در حوزه کسری.

^۱ Scatter

که انرژی نوفه در تمام محور کسری پخش می‌گردد)، با صرف‌نظر از انرژی نوفه در این نقطه، می‌توان مقدار $R_{fr}(u)$ را در رابطه ۱۰، جایگزین $X_{fr}(u)$ کرد (درستی این جایگزینی در شکل ۲ بررسی می‌شود). بنابراین رابطه ۱۰ به صورت زیر ساده می‌شود:

$$L(R_{fr}(u)) = \exp\left[-\frac{1}{\gamma}(R_{fr}(u))^T \tilde{C}^{-1} R_{fr}(u)\right], \quad (12)$$

با لگاریتم‌گیری و دو برابر کردن رابطه ۱۲، تابع تصمیم‌گیری نهایی (آماره آزمون) برای آشکارسازی علامت چرپ به صورت رابطه ۱۳ در می‌آید:

$$\Gamma(u) = R_{fr}(u)^T \tilde{C}^{-1} R_{fr}(u) \underset{H_0}{\overset{H_1}{\geq}} \lambda, \quad (13)$$

$\Gamma(u)$ تابع تصمیم‌گیری در نقطه u نامیده می‌شود. بنابراین چنانچه $\Gamma(u)$ بزرگ‌تر از آستانه تصمیم‌گیری (λ) باشد، حضور علامت پژواک و در غیر این صورت عدم حضور علامت پژواک در گیرنده تشخیص داده می‌شود. آستانه تصمیم‌گیری نیز توسط تابع چگالی احتمال $\Gamma(u)$ تحت فرض H_0 و مقدار احتمال هشدار اشتباه $(p(H_1 | H_0))$ تعیین می‌گردد. با توجه به این‌که $\Gamma(u)$ تحت فرض H_0 دارای توزیع مربع کاری (کای‌اسکور) با درجه آزادی ۲ است [۱۳]، بنابراین رابطه بین آستانه آشکارسازی و احتمال هشدار اشتباه (Pfa) به صورت زیر می‌باشد:

$$\lambda = -2 \ln Pfa, \quad (14)$$

همان‌طور که در روند استخراج رابطه ۱۳ بیان شد، به دلیل تمرکز انرژی علامت در حوزه کسری، مقدار $R_{fr}(u)$ با مقدار $X_{fr}(u)$ برابر فرض شد. این فرض در شرایطی که نسبت علامت به نوفه زیاد باشد، معقول به نظر می‌رسد. بنابراین، در شکل ۲ اعتبار این فرض با استفاده از تابع احتمال جمع‌شونده^۴ آماره آزمون تحت فرض H_0 (نسبت علامت به نوفه بسیار پایین) بررسی می‌شود. در شکل ۲، منحنی ممتد تابع احتمال جمع‌شونده توزیع مربع کاری (کای‌اسکور) و منحنی خط‌چین تابع توزیع جمع‌شونده آماره آزمون را پس از ۱۰۰۰۰ بار تکرار در شرایط H_0 نشان می‌دهند. همان‌طور که مشخص است این دو منحنی با خطای ناچیزی بر یکدیگر منطبق هستند، بنابراین جایگزینی $X_{fr}(u)$ با

می‌شود ولی به منظور آشکارسازی، روش پیشنهادی باید همه حوزه کسری را پیمایش کند. به منظور تعیین تابع تصمیم‌گیری، از نسبت درست‌نمایی^۱ استفاده می‌شود. این نسبت به صورت زیر تعریف می‌گردد [۱۳]:

$$L(R_{fr}(u)) = \frac{p(R_{fr}(u) | H_1)}{p(R_{fr}(u) | H_0)} \quad (8)$$

که در آن $p(R_{fr}(u) | H_1)$ و $p(R_{fr}(u) | H_0)$ تابع چگالی احتمال $R_{fr}(u)$ را در نقطه u ، تحت دو فرض H_1 و H_0 نشان می‌دهند و L نسبت درست‌نمایی نامیده می‌شود. با توجه به این‌که نوفه گوسی و تبدیل فوریه کسری یک تبدیل خطی است؛ بنابراین تابع چگالی احتمال $p(R_{fr}(u) | H_1)$ و $p(R_{fr}(u) | H_0)$ به صورت زیر تبدیل می‌شود:

$$p(R_{fr}(u) | H_0) = N(0, C) \quad (9)$$

$p(R_{fr}(u) | H_1) = N(X_{fr}(u), C)$ ، تابع چگالی احتمال گوسی با متوسط μ و ماتریس کوواریانس C است. با قرار دادن معادله ۹ در معادله ۸ و ساده‌سازی، داریم:

$$L(R_{fr}(u)) = \frac{\exp\left[-\frac{1}{\gamma}(R_{fr}(u) - X_{fr}(u))^T C^{-1} (R_{fr}(u) - X_{fr}(u))\right]}{\exp\left[-\frac{1}{\gamma}(R_{fr}(u))^T C^{-1} R_{fr}(u)\right]} \quad (10)$$

ماتریس C در معادله ۱۰ توسط رابطه ۱۱ تخمین زده می‌شود:

$$\tilde{C} = \frac{1}{M-1} \sum_{u=U-\frac{M}{\gamma}}^{u+\frac{M}{\gamma}-1} (R_{fr}(u) - \bar{R}_{fr})(R_{fr}(u) - \bar{R}_{fr})^T, \quad (11)$$

\tilde{C} تخمین بدون بایاس ماتریس کوواریانس، مقدار متوسط تابع $R_{fr}(u)$ و M تعداد داده‌های مورد استفاده در تخمین ماتریس کوواریانس هستند. از آنجا که در رابطه ۱۰ به جای ماتریس کوواریانس از تخمین آن استفاده شده است، بنابراین آشکارساز پیشنهادی دیگر بهینه نمی‌باشد. این آشکارساز در ادبیات آشکارسازی به آزمون نسبت درست‌نمایی^۲ تعمیم‌یافته معروف است. با توجه به این‌که تبدیل فوریه کسری تمام انرژی علامت پژواک را در نقطه u متمرکز می‌کند (در حالی

³ Pfa; Probability of False Alarm

⁴ CDF; Cumulative Distribution Function

¹ Likelihood Ratio

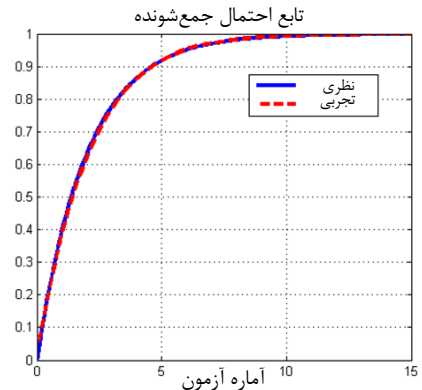
² GLRT; Generalized Likelihood Ratio Test

$R_{fr}(u)$ مجاز می باشد.

۳. نتایج

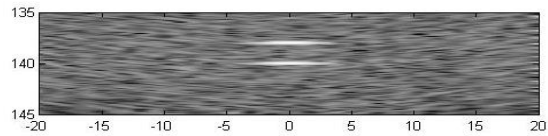
۳-۱. نتایج شبیه سازی

همان طور که در شکل ۱ نشان داده شد، تبدیل فوریه کسری می تواند به عنوان جایگزین صافی (فیلتر) منطبق در فشرده سازی تپ (پالس) در تصاویر فراصدا مورد استفاده قرار گیرد. در این قسمت، ابتدا به بررسی تصاویر حاصل از فشرده سازی تپ توسط دو روش صافی منطبق و تبدیل فوریه کسری پرداخته می شود. سپس با استفاده از آشکارساز پیشنهادی در معادله ۱۳، این دو روش با یکدیگر مقایسه می گردند. به منظور شبیه سازی سامانه تپ پژواک و تراگذارهای (مبدل های) فرستنده/گیرنده از نرم افزار فیلد ۱۲ استفاده می شود. شکل ۳ تصویر دو نقطه تفرق ساز را در عمق های ۱۳۸ و ۱۴۰ میلی متر نشان می دهد. علامت (سیگنال) تحریک مورد استفاده در این شبیه سازی دارای بسامد مرکزی ۸ مگاهرتز و مدت زمان ۱۵ میکروثانیه می باشد. در گیرنده، قبل از فشرده سازی تپ و تشکیل تصویر، نوفه (نویز) گوسی به علامت دریافتی اضافه شده به طوری که نسبت علامت به نوفه ۱۰- دسی بل گردد. در شکل ۳ نتیجه فشرده سازی تپ با استفاده از صافی منطبق در بالا و نتیجه فشرده سازی با استفاده از تبدیل فوریه کسری در پایین ارائه گردیده اند. در تشکیل این تصاویر از تضعیف وابسته به بسامد صرف نظر شده است. با توجه به شکل ۳ روشن است که صافی منطبق دو نقطه تفرق ساز را با کیفیت بالاتری نمایان کرده است (در ادامه معیار کمی برای این مقایسه ارائه می شود). اما در شرایط واقعی تصویربرداری، موج فراصدا با تضعیف وابسته به بسامد روبرو است؛ بنابراین در شکل ۴ نتایج تصویربرداری در محیط دارای تضعیف، با مقدار شرایط شکل ۳ یکسان در نظر گرفته شده اند. همان طور که در شکل ۴ مشاهده می شود، در شرایط وجود تضعیف، صافی منطبق قادر به تشخیص دو نقطه تفرق ساز نیست. این در حالی است که روش پیشنهادی به خوبی این دو نقطه را نمایان کرده است. به عبارت دیگر استفاده از صافی منطبق (در شرایط صرف نظر از تضعیف وابسته به بسامد)، به نسبت علامت به نوفه (سیگنال به نویز) بیشتری در مقایسه با

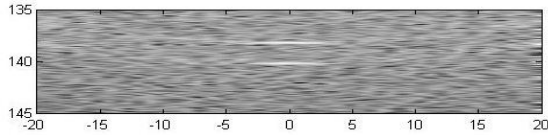


شکل ۲ مقایسه تابع احتمال جمع شونده آماره آزمون در شرایط H. منحنی ممتد به صورت نظری و منحنی خط چین به صورت تجربی به دست آمده اند.

تصویر حاصل از صافی منطبق بدون تضعیف

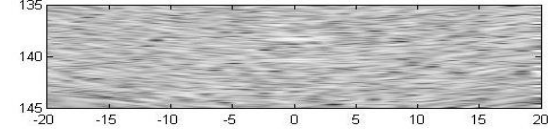


تصویر حاصل از تبدیل فوریه کسری بدون تضعیف

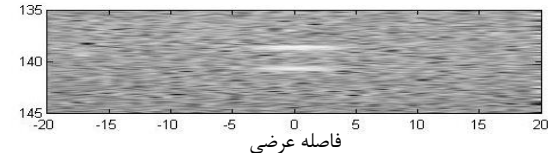


شکل ۳ (بالا) تصویر حاصل از دو نقطه تفرق ساز که توسط (بالا) صافی منطبق و (پایین) تبدیل فوریه کسری فشرده سازی شده است.

تصویر حاصل از صافی منطبق در حضور تضعیف



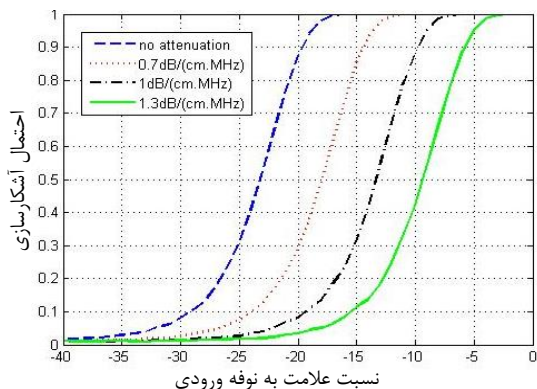
تصویر حاصل از تبدیل فوریه کسری در حضور تضعیف



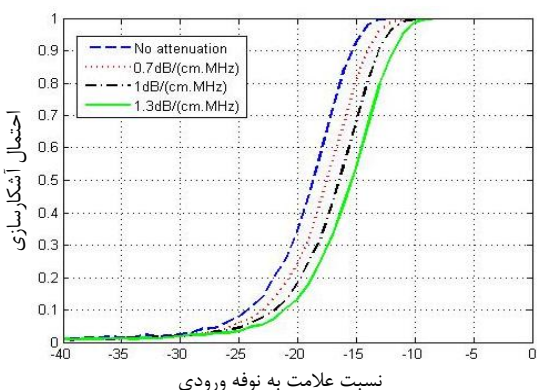
شکل ۴ (بالا) تصویر حاصل از دو نقطه تفرق ساز در شرایط وجود تضعیف وابسته به بسامد توسط (بالا) صافی منطبق می باشد و (پایین) تبدیل فوریه کسری فشرده سازی شده است.

¹ Field II

می‌باشد. به عبارت دیگر در بافت‌های دارای تضعیف وابسته به بسامد عملکرد تبدیل فوریه کسری پایدارتری نسبت به صافی منطبق دارد.



شکل ۵ احتمال آشکارسازی علامت پژواک با استفاده از صافی منطبق به ازای مقادیر مختلف تضعیف.



شکل ۶ احتمال آشکارسازی علامت پژواک با استفاده از تبدیل فوریه کسری به ازای مقادیر مختلف تضعیف.

مقایسه منحنی‌های خط‌چین در این دو شکل، نشان می‌دهد که قابلیت آشکارسازی علامت پژواک و در نتیجه نسبت علامت به نوفه تصویر نهایی، در شرایط بدون تضعیف، توسط صافی منطبق بهتر از تبدیل فوریه کسری است، ولی هر چه مقدار تضعیف بیشتر شود، اختلاف دو روش کم‌تر شده تا جایی که به ازای مقدار تضعیف $0.7 \text{ dB}/(\text{cm.MHz})$ (منحنی‌های نقطه‌چین در دو شکل)، عملکرد دو روش یکسان می‌شود. در صورتی که مقدار تضعیف از 0.7 بیش‌تر شود (منحنی‌های نقطه‌خط و ممتد) عملکرد تبدیل فوریه کسری بهتر از صافی منطبق خواهد شد. البته واضح است که نتایج بیان شده به عمق نقطه تفرق‌ساز نیز وابسته‌اند. به طور خلاصه از مقایسه شکل‌های ۵ و ۶ می‌توان به این

تبدیل فوریه کسری می‌انجامد. ولی در شرایط واقعی که تضعیف در محیط تصویربرداری وجود دارد (شکل ۴)، نسبت علامت به نوفه با استفاده از تبدیل فوریه کسری بیش‌تر از صافی (فیلتر) منطبق شده است.

به‌منظور مقایسه کمی نسبت علامت به نوفه خروجی در دو روش صافی منطبق و تبدیل فوریه کسری، قابلیت آشکارسازی علامت پژواک (اکو) در این دو روش با یکدیگر مقایسه می‌شوند. روشن است که بالاتر بودن قابلیت آشکارسازی علامت پژواک، نشان‌دهنده بهتر بودن نسبت علامت به نوفه در تصویر نهایی است. شکل ۵ احتمال آشکارسازی علامت پژواک را در روش صافی منطبق، بر حسب نسبت علامت پژواک ورودی صافی، نمایش می‌دهد. نقطه تفرق‌ساز در عمق 70 میلی‌متر قرار داده شده و مشخصات علامت تحریک، مشابه قسمت قبل می‌باشد. این منحنی‌ها به ازای مقادیر مختلف تضعیف وابسته به بسامد شبیه‌سازی شده‌اند. لازم به ذکر است که احتمال هشدار اشتباه در همه منحنی‌ها، 0.1 در نظر گرفته شده است. همان‌طور که در شکل ۵ مشاهده می‌شود، با افزایش تضعیف وابسته به بسامد، احتمال آشکارسازی علامت پژواک در روش صافی منطبق به شدت کاهش می‌یابد.

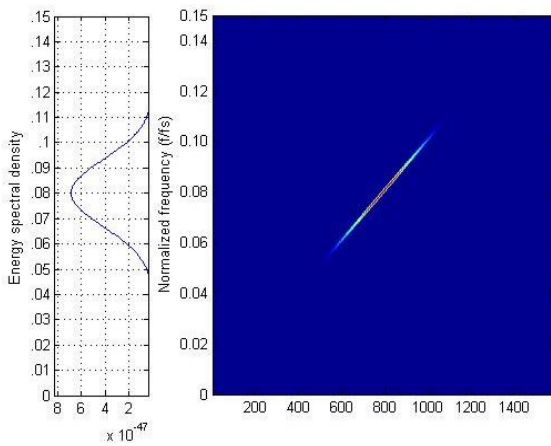
شکل ۶ نتیجه آشکارسازی علامت پژواک را با استفاده از تبدیل فوریه کسری نشان می‌دهد. مشابه حالت قبل، این منحنی‌ها به ازای مقادیر مختلف تضعیف رسم شده‌اند. همان‌طور که در شکل ۵ و شکل ۶ مشخص است، با افزایش مقدار تضعیف وابسته به بسامد، آشکارسازی علامت‌های پژواک در نسبت علامت به نوفه‌های بالاتر امکان‌پذیر می‌باشد. به عنوان مثال در شرایط صرف‌نظر از تضعیف وابسته به بسامد و در صورت استفاده از صافی منطبق، برای این که بتوان علامت پژواک را با احتمال بالای 99% تشخیص داد، نسبت علامت به نوفه ورودی باید در حدود 17 dB - باشد (منحنی خط‌چین در شکل ۵ را ببینید). ولی چنانچه مقدار تضعیف به $1.3 \text{ dB}/(\text{cm.MHz})$ افزایش یابد، نسبت علامت به نوفه مورد نیاز در حدود 3 - دسی‌بل می‌شود (منحنی ممتد در شکل ۵). نکته قابل توجه این است که فاصله منحنی‌ها در شکل ۶ کم‌تر از فاصله‌های متناظر در شکل ۵ می‌باشد. این موضوع نشان‌دهنده حساسیت کم‌تر تبدیل فوریه کسری در مقایسه با صافی منطبق به وجود تضعیف

تضعیف می‌شود. لازم به ذکر است که جابجایی طیف بسامدی علامت پژواک در حضور تضعیف وابسته به بسامد، به معنای حذف و یا تولید مولفه‌های بسامدی جدید در طیف علامت پژواک نیست بلکه به معنای تضعیف و یا تقویت قسمت‌هایی از طیف بسامدی نسبت به سایر مولفه‌های بسامدی است. از سوی دیگر، سرعت موج در بافت مستقل از بسامد فرض می‌شود [۱۴]، بنابراین انتظار می‌رود که با تغییر مقدار تضعیف وابسته به بسامد، شیب نمایش ویگنرویل علامت پژواک تقریباً ثابت باقی بماند. ثابت ماندن شیب خط در شکل ۷ و شکل ۸ قابل مشاهده است. از طرفی همان‌طور که در رابطه ۴ نشان داده شد، مقدار آلفای بهینه در تبدیل فوریه کسری برای فشرده‌سازی تپ (پالس)، تنها

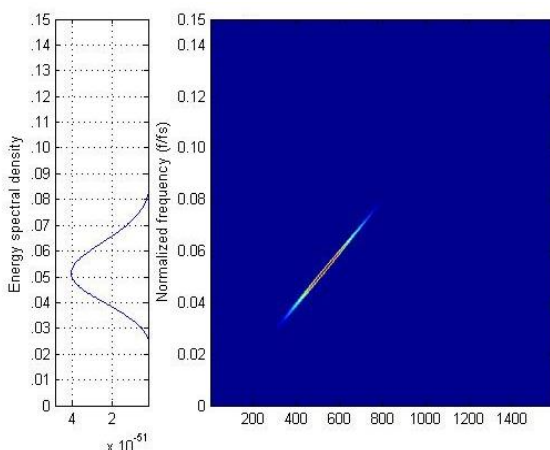
نتیجه رسید که در صورتی که از تضعیف وابسته به بسامد صرف‌نظر شود، علامت‌های پژواک در روش صافی منطبق، نمایان‌تر از حالت استفاده از تبدیل فوریه کسری هستند. ولی با افزایش تضعیف وابسته به بسامد (شرایط واقعی)، این اختلاف کاهش می‌یابد، به طوری که اگر تضعیف از مقدار ۰/۷ بیشتر باشد، احتمال آشکارسازی علامت پژواک در روش تبدیل فوریه کسری بیش‌تر از صافی منطبق می‌گردد.

۲-۳. نتایج مقایسه کیفی حساسیت صافی منطبق و تبدیل فوریه کسری به حضور تضعیف وابسته به بسامد

به منظور بررسی دلیل بهتر شدن قابلیت آشکارسازی علامت پژواک (سیگنال اکو) و در نتیجه نسبت علامت به نوفه خروجی در روش تبدیل فوریه کسری نسبت به روش صافی منطبق در حالت وجود تضعیف وابسته به بسامد، از نمایش زمان- بسامد ویگنرویل^۱ استفاده می‌شود. شکل ۷ (راست) نمایش زمان- بسامد علامت پژواک مربوط به یک نقطه تفرق‌ساز را در شرایط بدون تضعیف نشان می‌دهد و در سمت چپ آن چگالی طیف توان علامت پژواک نمایش داده شده است. لازم به ذکر است که محور بسامد در شکل‌هایی که در ادامه می‌آیند بر حسب بسامد نمونه‌برداری ($f_s=100\text{MHz}$) بهنجار (نرمالیزه) شده است. با توجه به شکل ۷ در حالت بدون تضعیف، بسامد مرکزی علامت پژواک ۸ مگاهرتز و پهنای باند ۳ دسی‌بل آن ۳/۱ مگاهرتز است. حال چنان چه مقدار تضعیف به 0.4 B/(cm.MHz) افزایش یابد، نمایش زمان- بسامد و چگالی طیف توان علامت به صورت شکل ۸ در می‌آید. بسامد مرکزی علامت پژواک در این حالت حدود ۵/۲ مگاهرتز و پهنای باند آن ۲/۷ مگاهرتز است. بنابراین با افزایش تضعیف وابسته به بسامد، طیف بسامدی علامت پژواک به سمت بسامدهای کم‌تر حرکت می‌کند. این رویداد به دلیل تضعیف بیش‌تر مؤلفه‌های بسامدی بالاتر نسبت به بسامدهای پایین‌تر رخ می‌دهد. با توجه به این‌که عملکرد صافی منطبق به شدت وابسته به منطبق بودن تابع انتقال صافی و طیف بسامدی علامت ورودی صافی است بنابراین در صورت وجود تضعیف وابسته به بسامد و جابجایی طیف بسامدی علامت پژواک، عملکرد صافی منطبق به شدت



شکل ۷ نمایش ویگنرویل و چگالی طیف توان علامت پژواک دریافتی در صورت صرف‌نظر از تضعیف وابسته به بسامد.



شکل ۸ نمایش ویگنرویل و چگالی طیف توان علامت پژواک دریافتی در صورت وجود تضعیف وابسته به بسامد ($a=0.4\text{db/cm.MHz}$).

^۱ Wignerville

به نرخ تغییرات بسامد و یا شیب خط نمایش زمان- بسامد وابسته است؛ به همین دلیل تبدیل فوریه کسری بر خلاف صافی منطبق، حساسیت بسیار کمتری به وجود تضعیف وابسته به بسامد در بافت دارد.

۴. بحث

استفاده از امواج فراصدا به دلیل غیرتهاجمی بودن و هزینه پایین یکی از روش‌های مهم در تصویربرداری پزشکی محسوب می‌شود. بنابراین از ابتدای ظهور این فن تاکنون تحقیقات زیادی به منظور بهبود کیفیت تصاویر حاصل از این روش انجام شده‌اند [۱۵-۱۶]. کاهش توان علامت پژواک (سیگنال اکوی) دریافتی از بافت‌هایی که در عمق زیاد قرار دارند و در نتیجه کاهش نسبت علامت به نوفه (سیگنال به نویز)، عمق تصویربرداری فراصدا را به شدت تحت تأثیر قرار می‌دهد. از این رو، ارائه روش‌هایی به منظور افزایش نسبت علامت به نوفه اهمیت زیادی دارد. راهکار ارائه شده برای حل این مشکل افزایش توان متوسط موج فراصدا ی ارسالی به بافت می‌باشد [۱۷]. در عمل افزایش توان ارسالی با افزایش بازه زمانی تابش موج فراصدا به بافت حاصل می‌شود و این مسئله استفاده از روش‌های فشرده‌سازی تپ (پالس) را ضروری می‌کند. از میان انواع علامت‌هایی که به عنوان تحریک تراگذار (مبدل) فرستنده استفاده شده‌اند، علامت چرپ خطی بهترین عملکرد را داشته است. به عبارت دیگر، نسبت علامت به نوفه (در حضور تضعیف وابسته به بسامد) در تصاویری که توسط این علامت به دست می‌آید، بیش‌تر از سایر علامت‌های تحریک است [۶]. بنابراین در این مقاله نیز از چرپ خطی به عنوان تحریک تراگذار فرستنده استفاده گردید.

روش متداول فشرده‌سازی تپ در این گونه سامانه‌ها روش صافی منطبق است. همان‌گونه که در شبیه‌سازی نشان داده شد، صافی منطبق حساسیت زیادی به وجود تضعیف وابسته به بسامد در بافت مورد بررسی دارد. این امر باعث عدم انطباق مشخصات بسامدی علامت تحریک فراصدا با علامت‌های پژواک دریافتی می‌شود و در نتیجه کیفیت فرآیند فشرده‌سازی تپ را کاهش می‌دهد. در این مقاله به منظور حل این مشکل استفاده از تبدیل فوریه کسری پیشنهاد داده شده است. با توجه به این‌که هسته‌های

(کرنل‌های) تبدیل فوریه کسری از علامت‌های چرپ تشکیل شده‌اند، این تبدیل یکی از ابزارهای قدرتمند در تحلیل و پردازش علامت‌های چرپ است. البته، با وجود اینکه تضعیف وابسته به بسامد باعث تغییر محتوای بسامدی موج می‌شود، ولی نرخ تغییرات بسامد در علامت چرپ خطی تقریباً ثابت باقی می‌ماند (صحت این گزاره با مقایسه نمایش ویگنرویل علامت‌های پژواک دریافتی در حالت وجود تضعیف وابسته به بسامد تأیید گردید). بر این اساس تبدیل فوریه کسری عملکرد مناسبی در فشرده‌سازی پژواک‌های دریافتی از عمق‌های زیاد دارد. به عبارت دیگر، بیشینه علامت فشرده‌شده در روش پیشنهادی حساسیت بسیار کمتری به میزان تضعیف موجود در بافت دارد (شکل ۵ و شکل ۶). بررسی نتایج ارائه شده در آشکارسازی علامت پژواک به ازای مقادیر مختلف تضعیف وابسته به بسامد نشان می‌دهند که تبدیل فوریه کسری در محیط با تضعیف بالا، بهتر از صافی منطبق عمل کرده و احتمال آشکارسازی بالاتری دارد.

۵. نتیجه‌گیری

در این مقاله استفاده از تبدیل فوریه کسری با هدف فشرده‌سازی تپ (پالس) در تصویربرداری فراصدا پیشنهاد گردیده است. علاوه بر این به منظور مقایسه کمی این روش با روش متداول فشرده‌سازی (صافی منطبق)، یک آشکارساز علامت پژواک در حوزه کسری پیشنهاد شده است. نتایج حاصل از شبیه‌سازی نشان می‌دهند که در شرایط واقعی که تضعیف وابسته به بسامد در محیط وجود دارد، علامت پژواک در روش تبدیل فوریه کسری نسبت به صافی منطبق قابلیت آشکارسازی بهتری دارد. به عبارت دیگر نسبت علامت به نوفه تصویر خروجی با استفاده از روش تبدیل فوریه کسری، بیش‌تر از تصویر به‌دست آمده با استفاده از صافی منطبق است. البته روشن است که در شرایط آرمانی (نوفه گوسی و عدم وجود تضعیف وابسته به بسامد) صافی منطبق با توجه به بهینه بودن، عملکرد بهتری نسبت به تبدیل فوریه کسری خواهد داشت. تصاویر فراصدا ی شبیه‌سازی شده نیز این نتایج را تأیید می‌کنند. لازم به ذکر است که روش فشرده‌سازی تپ با استفاده از تبدیل فوریه کسری در عمق‌های زیاد و یا در بافت‌های با تضعیف وابسته به بسامد بالا نسبت به صافی منطبق عملکرد بهتری دارد.

۶. فهرست منابع

- Control, IEEE Transactions on, vol. 57, no. 10, pp. 2324-2333, 2010.
- [9] M. Arif, S. Freear, "Fractional Fourier transform with pulse inversion for second harmonic pulse compression," Ultrasonics Symposium (IUS), 2009 IEEE International, pp. 1227-1230, 2009.
- [10] L.B. Almeida, "The fractional Fourier transform and time-frequency representations," Signal Processing, IEEE Transactions on, vol. 42, no. 11, pp. 3084-3091, 1994.
- [11] C. Capus, K. Brown, "Fractional Fourier transform of the Gaussian and fractional domain signal support," Vision, Image and Signal Processing, IEEE Proceedings, vol. 150, no. 2, pp. 99-106, 2003.
- [12] Z. Xiao, X. Xia, L. Bai, "Achieving antenna and multipath diversities in GLRT-based burst packet detection," Signal Processing, IEEE Transactions on, vol. 63, no. 7, pp. 1832-1845, 2015
- [13] J. Lunden, V. Koivunen, A. Huttunen, H.V. Poor, "Collaborative cyclostationary spectrum sensing for cognitive radio systems," Signal Processing, IEEE Transactions on, vol. 57, no. 11, pp. 4182-4195, 2009.
- [14] D.A. Christensen, "Ultrasound Bioinstrumentation," John Wiley & Sons, Inc., NY, 1988.
- [15] B.M. Asl, A. Mahloojifar, "Eigenspace-based minimum variance beamforming applied to medical ultrasound imaging," Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control, IEEE Transactions on, vol. 57, no. 11, pp. 2381-2390, 2010.
- [16] F. Vignon, M.R. Burcher, "Capon beamforming in medical ultrasound imaging with focused beams," Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control, IEEE Transactions on, vol. 55, no. 3, pp. 619-628, 2008.
- [17] Y. Chaghan, W. Lee, J. Chang, T. Song, Y. Yoo, "An efficient pulse compression method of chirp-coded excitation in medical ultrasound imaging," Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control, IEEE Transactions on, vol. 60, no. 10, pp. 2225-2229, 2013.
- [1] A. Polpetta, P. Banelli, "Design and performance of Huffman sequences in medical ultrasound coded excitation," Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control, IEEE Transactions on, vol. 59, no. 4, pp. 630-647, 2012.
- [2] M. Lewandowski, A. Nowicki, "High frequency coded imaging system with RF," Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control, IEEE Transactions on, vol. 55, no. 8, pp. 1878-1882, 2008.
- [3] H. Zhang, T. Shiina, K. Kondo, M. Yamakawa, "Photoacoustic flow measurement with ultra-high temporal resolution by coded excitation," Ultrasonics Symposium (IUS), 2013 IEEE International, pp. 1857-1860, 2013.
- [4] J. McLaughlan, N. Ingram, P.R. Smith, S. Harput, P.L. Coletta, S. Evans, S. Freear, "Increasing the sonoporation efficiency of targeted polydisperse microbubble populations using chirp excitation," Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control, IEEE Transactions on, vol. 60, no. 12, pp. 2511-2520, 2013.
- [5] S. Harput, M. Arif, J. McLaughlan, D.J. Cowell, S. Freear, "The effect of amplitude modulation on subharmonic imaging with chirp excitation," Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control, IEEE Transactions on, vol. 60, no. 12, pp. 2532-2544, 2013.
- [6] T. Misaridis, J.A. Jensen, "Use of modulated excitation signals in medical ultrasound. Part I: basic concepts and expected benefits," Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control, IEEE Transactions on, vol. 52, no. 2, pp. 177-191, 2005.
- [7] F. Gran, J.A. Jensen, "Spatial encoding using a code division technique for fast ultrasound imaging," Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control, IEEE Transactions on, vol. 55, no. 1, pp. 12-23, 2008.
- [8] D.M.J. Cowell, S. Freear, "Separation of overlapping linear frequency modulated (LFM) signals using the fractional fourier transform," Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency

Signal to noise ratio improvement in coded excitation medical ultrasound imaging in the presence of frequency dependent attenuation

A. Akhavan, A. Mahloojifar*

Medical Engineering Department, Faculty of Electrical and Computer Engineering, Tarbiat Modares University

Abstract

Coded excitation is one of the important methods to increase medical ultrasound imaging depth. Commonly match filters are used to retain the axial resolution of ultrasound images in this type of excitation. Frequency dependent attenuation in the propagation medium of ultrasound wave, degrades the pulse compression performance of matched filter in coded excitation ultrasound imaging. In this paper fractional Fourier transform is proposed as an alternative method for pulse compression in high attenuating medium. Additionally a chirp signal detector is proposed in fractional domain in order to detect the echo signals and compare the performance of matched filter and fractional Fourier transform quantitatively. The comparison of this two methods shows that signal to noise ratio of fractional Fourier transform output is more than that of matched filter in deep parts in which ultrasound wave faces high level of attenuation. Simulation results show that pulse compression with fractional Fourier transform is less sensitive to frequency dependent attenuation. In other words, in the presence of frequency dependent attenuation, the detection probability of echo signal in fractional domain is more than that of match filter. The amount of improvement in the proposed method depends on the imaging depth and the value of attenuation in the medium. In other words, the more the imaging depth the more improvement is achieved by the propose method. Finally using Wigner-Ville time-frequency representation we consider the reason of better performance of fractional Fourier transform over matched filter.

Keywords: Fractional Fourier transform, Matched filter, Pulse compression, Coded excitation, Medical ultrasound imaging.

pp. 37-45 (In Persian)

* Corresponding author E-mail: mahlooji@modares.ac.ir