

کاهش برهم نهی در تکنیک ارسال همزمان چند سیگنال چیرپ در تصویربرداری فراصوت پزشکی

ناهید آزاد^۱، علی محلوچی فر^۲ و معصومه صادقی^۳

^۱ دانشجوی کارشناسی ارشد مهندسی پزشکی، دانشگاه تربیت مدرس، nahid.azad@modares.ac.ir

^۲ دانشیار گروه بیوالکتریک، دانشگاه تربیت مدرس، mahlooji@modares.ac.ir

^۳ دانشجوی دکترای مهندسی پزشکی، دانشگاه تربیت مدرس، measume.sadeghi@modares.ac.ir

چکیده - در تصویربرداری با سرعت بالا مانند تصویربرداری قلبی، نرخ فریم اهمیت بسیاری دارد. ارسال همزمان چند پرتو در جهات مختلف، روشی برای افزایش نرخ فریم در تصویربرداری فراصوت می‌باشد. اما از معایب این روش، اثر برهم‌نهی پرتوها است، که کیفیت تصویر را پایین می‌آورد. در این تحقیق مبدل با استفاده از چند سیگنال چیرپ تحریک می‌شود. برای کاهش برهم‌نهی پرتوها، اثر وزن‌دهی در ارسال و دریافت و زاویه بین دو پرتو بررسی شده است. با توجه به نتایج شبیه‌سازی با نرم‌افزار Field II، کمترین مقدار برهم‌نهی وقتی حاصل شده که از وزن Hamming در ارسال و دریافت استفاده شده و پرتوها به اندازه 30° با هم فاصله دارند.

کلید واژه- افزایش نرخ فریم، برهم نهی پرتوها، تصویربرداری فراصوت، شکل‌دهی پرتوهای ارسال چندگانه

با این روش‌ها می‌توان همزمان دو پرتو تولید کرد. برای فرستادن همزمان بیش از دو پرتو از روش ارسال همزمان پرتوهای فوکوس شده (ارسال چند خط^۴ (MLT))، استفاده می‌شود. در این روش روزنه به چند بخش تقسیم می‌شود و هر بخش یک پرتو ارسال می‌کند [۷-۸]. بدلیل اینکه در ارسال هر پرتو، قسمتی از مبدل استفاده می‌شود، انرژی ارسالی به بافت کم خواهد بود.

در روش دیگر از جمع خطوط تاخیر استفاده می‌شود، که مشکل کاهش انرژی ارسالی را حل می‌کند. در این مطالعه این روش بکار رفته است. در حالت متداول برای هر خط از تصویر، با دادن پالس به هریک از المان‌ها، مبدل تحریک و یک پرتو ارسال می‌شود. به هریک از این پالس‌ها، متناسب با زاویه ارسال پرتو و نقطه فوکوس مورد نظر، تاخیر مناسب اعمال می‌شود. برای ارسال همزمان چند پرتو، پالس‌های تاخیر داده شده مربوط به این پرتوها را با هم جمع بسته و المانها را تحریک می‌کنیم [۹، ۱۰]. یکی از معایب این روش تداخل پرتوها است، که اثر برهم‌نهی^۹ پرتوها، نامیده می‌شود. مطالعات اخیر نشان می‌دهد که در روش MLT با تعیین زاویه مناسب بین پرتوها و وزن‌دهی می‌توان تصاویر با کیفیتی در حد روش SLT^{۱۰} بدست آورد [۱۱-۱۵].

۱- مقدمه

تصویربرداری فراصوت، روشی ایمن، کم هزینه، قابل حمل و بلادرنگ^۱ است. نرخ فریم^۲ با تعداد ارسال پرتوها در هر فریم مشخص می‌شود. در سیستم‌های رایج، تعداد ارسال‌ها برابر با تعداد خطوط اسکن است.

در سه دهه اخیر تحقیقات زیادی برای دستیابی به نرخ فریم بالا انجام شده است. در روش دریافت چند خط^۳ (MLA)، یک پرتو ارسال شده و چند خط مجاور هم در تصویر، بازسازی می‌شود [۱]. [۲]. در این روش، باید پرتو ارسال گسترده^۴ شود و این کار با استفاده از کاهش اندازه روزنه و یا ارسال یک موج صفحه‌ای^۵ یا موج واگرا^۶، انجام می‌شود [۳-۵]. گسترش موج، قدرت تفکیک-پذیری را کاهش می‌دهد. برای حل این مشکل از ترکیب مکانی^۷ می‌توان استفاده کرد، که باعث کاهش در نرخ فریم می‌شود [۳، ۴]. روش دیگر استفاده از وزن‌دهی مکانی در روزنه ارسال، برای فرستادن بیش از یک پرتو در هر ارسال است [۶].

^۶ Diverging wave

^۷ Spatial Compounding

^۸ Multi-Line Transmit

^۹ Cross-Talk Artifacts

^{۱۰} Singel-Line Transmit

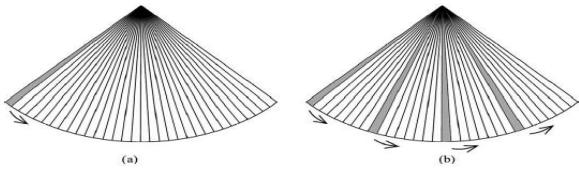
^۱ Real Time

^۲ Frame Rate

^۳ Multi-Line Acquisition

^۴ Broadened

^۵ Plane Wave



شکل ۲: فرایند اسکن یک سکتور تصویر: (a) ارسال یک پرتو (SLT)، (b) ارسال ۴ پرتو به صورت همزمان (4MLT)

سیگنال اکو دریافت شده از یک نقطه در عمق \vec{r} ، در امتداد یکی از جهت‌ها، به صورت رابطه (۲) می‌باشد [۱۳]. قسمت اول مطابق با سیگنال دریافت شده، متناظر با روش ارسال یک پرتو در حالت متداول است. قسمت دوم نشان دهنده سیگنال ایجاد شده توسط اثر برهم نهی بین پرتو ارسال در جهت ۲ و پرتو دریافت در جهت ۱ می‌باشد.

(۲)

$$E_{2mit}(t) = \frac{q\rho_0 a}{2} \frac{\partial}{\partial t} \times \left[\frac{p_{2mit}(\vec{r}, t)}{\rho_0 c} \right] \\ * \sum_{j=1}^N \omega_j^{1,rcv}(t) \cdot h_j(\vec{r}, t + \Delta t_j^{1,rcv}(t)) \\ = \frac{qa\rho_0}{2c} \frac{\partial^2 v(t)}{\partial t^2} * \left[\sum_{i=1}^N \omega_i^{1,xmt} h_i(\vec{r}, t + \Delta t_i^{1,xmt}) \right] \\ * \left[\sum_{j=1}^N \omega_j^{1,rcv}(t) \cdot h_j(\vec{r}, t + \Delta t_j^{1,rcv}(t)) \right] \\ + \frac{qa\rho_0}{2c} \frac{\partial^2 v(t)}{\partial t^2} * \left[\sum_{i=1}^N \omega_i^{2,xmt} h_i(\vec{r}, t + \Delta t_i^{2,xmt}) \right] \\ * \left[\sum_{j=1}^N \omega_j^{1,rcv}(t) \cdot h_j(\vec{r}, t + \Delta t_j^{1,rcv}(t)) \right].$$

q کاپلینگ الکتریکی-صوتی بر واحد ولت بر پاسکال، a ضریب مقیاس‌بندی است که نشان دهنده منطقه‌ی بینهایت کوچک از منبع می‌باشد، ρ_0 چگالی محیط، c سرعت صوت، N تعداد المان‌ها، $v(t)$ سرعت مبدل، $h_i(\vec{r}, t)$ پاسخ ضربه i امین المان، $\omega_j(t)$ و $\Delta t_j(t)$ وزن و تاخیر زمانی j امین المان، یعنی ارسال و rcv دریافت است. اعداد ۱ و ۲ نشان دهنده جهت پرتو می‌باشند.

۱-۲ برهم‌نهی پرتوها

برهم‌نهی پرتوها را می‌توان به دو دسته طبقه‌بندی کرد: (۱) برهم‌نهی ارسال^۲، انرژی لوب جانبی^۳ پرتو ارسال اول تحت تاثیر لوب اصلی^۴ اکو پرتو دوم، قرار می‌گیرد؛ (۲) برهم‌نهی دریافت^۵، لوب جانبی اکو پرتو دوم، تحت تاثیر انرژی لوب اصلی پرتو ارسال اول قرار می‌گیرد همانند شکل (۳) [۱۷].

ترکیب MLT با MLA نرخ فریم را بیشتر می‌توان افزایش داد [۱۳].

اگرچه افزایش تعداد پرتوها، باعث افزایش انتقال انرژی به بافت تحت مطالعه می‌شود که می‌تواند اثرات زیستی داشته باشد. اما بررسی‌های تجربی بی‌خطر بودن این روش را برای انسان اثبات می‌کند [۱۵، ۱۶].

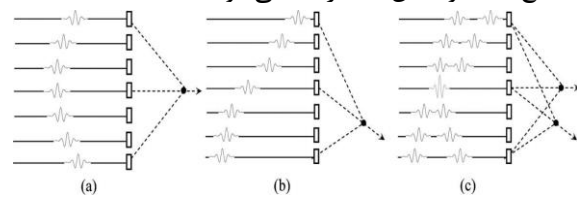
در مطالعات گذشته از تحریک سینوسی استفاده شده است. در این مطالعه از تحریک چیرپ^۱ استفاده می‌شود. همانطور که در رابطه (۱) دیده می‌شود، سیگنال FM خطی یا چیرپ، یک موج مدوله شده فرکانسی خطی است، که فرکانس لحظه‌ای به صورت خطی با زمان و مطابق با $f_p \pm 1/2B$ تغییر می‌کند. B پهناي باند، f_p فرکانس مرکزی، T مدت زمانی و $a(t)$ تابع مدوله شده دامنه است.

(۱)

$x_p(t) = a(t) \sin \left\{ 2\pi \left[\left(f_p - \frac{B}{2} \right) t + \frac{B}{2T} t^2 \right] \right\}, 0 \leq t \leq T.$
هدف از این مطالعه تاثیر وزن‌های مختلف در ارسال و دریافت و زاویه بین پرتوها بر کاهش برهم‌نهی پرتوها است.

۲- روش کار

در تصویربرداری متداول، با دادن پالس‌هایی با تاخیر مناسب، به هریک از المان‌ها، مبدل تحریک شده و در جهت و نقطه خاص فوکوس می‌شود. همانطور که در شکل (۱) می‌توان دید، برای این-که همزمان چند پرتو ارسال شود، تحریک مناسب برای این پرتوها با هم جمع بسته و المان‌ها تحریک می‌شوند.



شکل ۱: پالس‌های به کار گرفته شده در المان‌های یک مبدل آرایه فازی، شکل (a,b) ارسال یک پرتو- شکل (c) ارسال همزمان دو پرتو در جهات مختلف. در روش MLT، سکتور به چند بخش مساوی، که تعداد این بخش‌ها برابر تعداد پرتوهای MLT می‌باشد تقسیم می‌شود. زاویه‌ی هر بخش برابر با زاویه بین دو پرتو مجاور هم است. هر یک از پرتوها یک بخش را تصویربرداری می‌کنند. شکل (۲) یک تصویر با استفاده از روش 4MLT را نشان می‌دهد.

^۴ Maine Lobe

^۵ Receive Cross-Talk

^۱ Chirp

^۲ Transmit Cross-Talk

^۳ Side Lobe

برای بررسی تاثیر وزن‌های مختلف، بر برهم نهی هفت وزن: مستطیلی^۵ (بدون پنجره^۶)، Hanning، Tukey($\alpha = 0.5$)، Hamming، Gaussian($\sigma = 0.4$)، و Nuttall در ارسال و دریافت به کار گرفته شده است.

وزن Nuttall دارای رابطه زیر است:

(۲)

$$\omega(n) = a_0 - a_1 \cos\left(\frac{2\pi n}{N-1}\right) + a_2 \cos\left(\frac{4\pi n}{N-1}\right) - a_3 \cos\left(\frac{6\pi n}{N-1}\right)$$

n شماره نمونه مورد نظر، N تعداد کل نمونه‌ها، $a_0 = 0.3635819$ ، $a_1 = 0.4891775$ ، $a_2 = 0.1365995$ ، $a_3 = 0.0106411$ است.

برای آنالیز برهم‌نهی، یک نقطه در عمق ۵۰ mm در نظر گرفته شده است. در هر بار ارسال دو پرتو به صورت همزمان در دو جهت مختلف فرستاده می‌شود. برای محاسبه برهم‌نهی، انرژی نقاط قرار گرفته شده در ناحیه مربوط به این برهم‌نهی‌ها، با هم جمع می‌شود. جهت بررسی تاثیر زاویه بین پرتوها و وزن‌های مختلف در ارسال و دریافت بر برهم‌نهی، محاسبات برای زاویه بین پرتوها در بازه $\alpha \in [7^\circ, 40^\circ]$ و وزن‌های مختلف در ارسال و دریافت، انجام شده است. این داده‌ها برای هر وزن، برحسب زاویه بین پرتوها، در یک نمودار در بازه 0-60dB رسم می‌شود. چون دو پرتو همزمان فرستاده شده، سکتور به دو بخش تقسیم شده و هر بخش توسط یک پرتو تصویربرداری می‌شود. بنابراین اندازه کل سکتور برابر $[14^\circ, 80^\circ]$ خواهد بود.

برای بررسی بیشتر تاثیر وزن بر برهم‌نهی، تابع گسترش نقطه-ای برای ۴ نقطه در اعماق ۲۰-۴۰-۶۰-۸۰ mm و فاصله افقی زاویه‌ای^۷ از محور تقارن برابر ۱۰ mm شبیه سازی شده است. شبیه‌سازی با استفاده از ارسال یک پرتو (SLT)، دو پرتو همزمان (2MLT) و سه پرتو همزمان (3MLT) انجام شده است. زاویه بین دو پرتو 30° درجه خواهد بود. در ارسال همزمان یک و سه پرتو، سکتور 90° و ارسال دو پرتو 60° است.

۳- نتایج

برای مقایسه برهم نهی برای دو تحریک سینوسی و چیرپ، شدت روشنایی نقاط مربوط به این برهم نهی‌ها برای نقطه‌ای در

برهم‌نهی ارسال در اطراف نقطه، و برهم نهی دریافت در فاصله‌ای برابر زاویه بین دو پرتو^۱ از نقطه ظاهر می‌شود. انرژی برهم‌نهی دریافت و ارسال در عمق \vec{r} براساس تابعی از زاویه بین پرتوها α مطابق با رابطه (۳) و (۴) می‌باشد [۱۳].

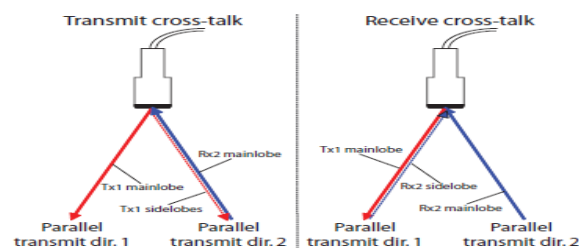
(۳)

$$X_{rec}(r, \alpha) = \frac{qa\rho_0}{2c} \int_{\substack{\text{transmit} \\ \text{profile} \\ \leq -6dB}} \left[\frac{\partial^2 v(t)}{\partial t^2} * \sum_{i=1}^N \omega_i^{2,xmt} h_i(\vec{r}, \theta, t + \Delta t_i^{2,xmt}) * \sum_{j=1}^N \omega_j^{1,rcv}(t). h_j(\vec{r}, \theta, +\Delta t_j^{1,rcv}(t)) \right]^2 d\theta$$

(۴)

$$X_{xmt}(r, \alpha) = \frac{qa\rho_0}{2c} \int_{\substack{\text{receive} \\ \text{profile} \\ \leq -6dB}} \left[\frac{\partial^2 v(t)}{\partial t^2} * \sum_{i=1}^N \omega_i^{2,xmt} h_i(\vec{r}, \theta, t + \Delta t_i^{2,xmt}) * \sum_{j=1}^N \omega_j^{1,rcv}(t). h_j(\vec{r}, \theta, +\Delta t_j^{1,rcv}(t)) \right]^2 d\theta$$

α زاویه بین دو پرتو MLT؛ و θ راستای نقطه مشاهده داده شده است.



شکل ۳: برهم نهی ارسال و دریافت

۲-۲ تنظیمات شبیه سازی

مبدل آرایه فازی با مشخصات زیر در شبیه‌سازی استفاده شده است: اندازه مبدل تقریباً ۱۸ mm، تعداد المان‌ها ۱۰۰، ارتفاع المان ۵ mm، فاصله مرکز دو المان مجاور از هم 0.18 mm ، فاصله بین دو المان 0.5 mm و فرکانس مرکزی مبدل ۶ MHz است. تعداد خطوط تصویر ۱۰۰ است. رنج دینامیکی ۶۰ dB است. برای تحریک مبدل از سیگنال چیرپ با پهنای باند ۳-۹ MHz و در دریافت، از فیلتر تطبیقی استفاده شده است. از تمام روزنه، برای ارسال و دریافت پرتو، استفاده می‌شود. در دریافت فوکوس دینامیکی^۴، و در ارسال، در عمق ۵۰ mm فوکوس شده است.

^۵ Rectangular

^۶ Window

^۷ Azimuthal

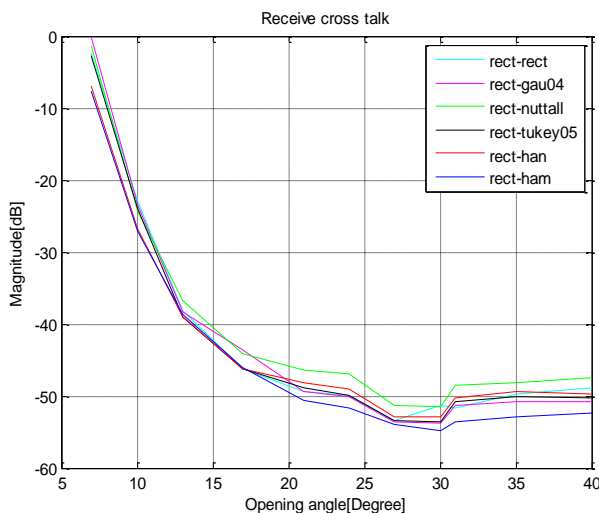
^۱ MLT beam opening angle

^۲ Pitch

^۳ Kerf

^۴ Dynamic Focusing

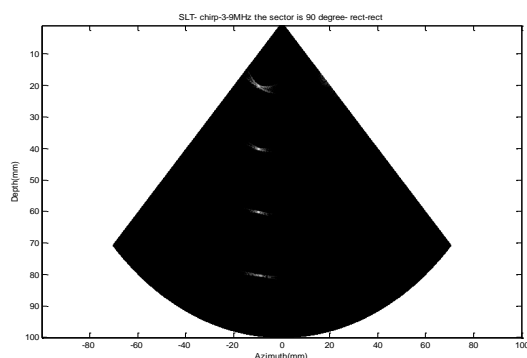
می‌کند. در زاویه 30° کمترین میزان را داریم. برهم نهی برای نمودار مربوط به وزن Hamming از همه کمتر است. وزن Nuttall باعث افزایش برهم نهی دریافت شده است. با مقایسه دو نمودار درمی‌یابیم که برهم نهی ارسال بیشتر از برهم نهی دریافت و تاثیر وزن دهی در ارسال بیشتر از دریافت است.



شکل ۶: برهم نهی دریافت با استفاده از وزن مستطیلی در ارسال و وزن مختلف در دریافت: rect=Rectangular; gau04=Gaussian($\sigma = 0.4$); nuttall=Nuttall; tukey05=Tukey($\alpha = 0.5$); han=Hanning; ham=Hamming

شکل (۷) تا (۱۱) تابع گسترش نقطه‌ای با استفاده از تحریک چیرپ، برای ۴ نقطه در اعماق مختلف را نشان می‌دهد. محور افقی، فاصله افقی زاویه‌ای و محور عمودی عمق نقاط را بر حسب میلی‌متر نشان می‌دهد.

در شکل (۷) با استفاده از روش متداول تصویر برداری آرایه فازی، که در هر بار ارسال یک پرتو فرستاده می‌شود (SLT)، تصویر گرفته شده است. سکتور 90° است. از وزن مستطیلی در ارسال و دریافت استفاده شده است.

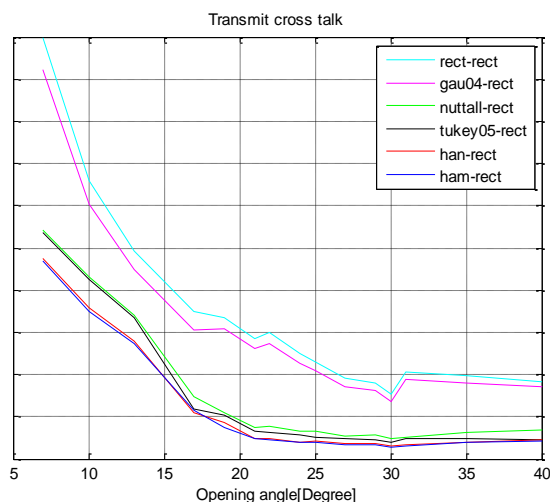


شکل ۷: تابع گسترش نقطه‌ای برای ارسال یک پرتو (SLT). سکتور 90° و وزن مستطیلی در ارسال و دریافت استفاده شده است.

در شکل (۸) سکتور 60° و به دو بخش 30° تقسیم شده است. که این بخش‌ها در شکل با خطوط قرمز مشخص شده است.

عمق ۵۰mm جمع بسته می‌شود. از یک مبدل یکسان با پهنای باند برابر استفاده شده است. زاویه بین پرتوها 20° درجه و وزن hanning در ارسال و دریافت استفاده می‌شود. برهم نهی ارسال برای سینوسی 8.6865×10^4 dB و برای چیرپ 6.9551×10^4 dB است. برهم نهی دریافت برای سینوسی 8.6603×10^4 dB و برای چیرپ 6.9178×10^4 dB است. با توجه به این نتایج برهم نهی ارسال و دریافت برای تابع چیرپ نسبت به سینوسی کمتر می‌باشد.

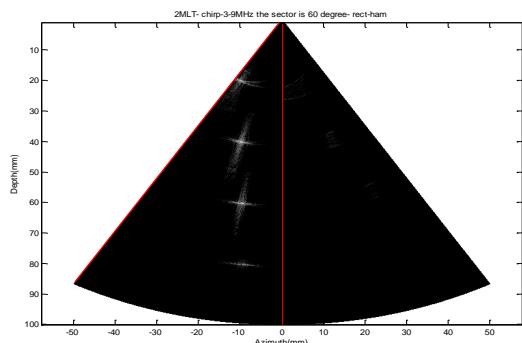
شکل (۵) نمودار برهم نهی ارسال همزمان دو پرتو چیرپ در دو جهت مختلف را نشان می‌دهد. این برهم نهی‌ها برای زاویه بین دو پرتو در بازه $\alpha \in [7^\circ, 40^\circ]$ رسم شده است. محور افقی زاویه بین دو پرتو بر حسب درجه و محور عمودی دامنه برهم نهی ارسال بر حسب دسی بل را نشان می‌دهد. برای محاسبه برهم نهی ارسال در دریافت وزن مستطیلی و در ارسال هفت وزن مختلف استفاده شده است. که نمودار مربوط به این هفت وزن با رنگ‌های متفاوت در شکل دیده می‌شود. با توجه به شکل، با افزایش زاویه بین پرتوها، برهم نهی کاهش پیدا می‌کند. در زاویه 30° کمترین برهم نهی را داریم. و همچنین استفاده از وزن دهی در ارسال، برهم نهی را کاهش داده، که این کاهش برای وزن Hamming از همه بیشتر است. وزن Hanning تقریباً مانند Hamming عمل کرده است.



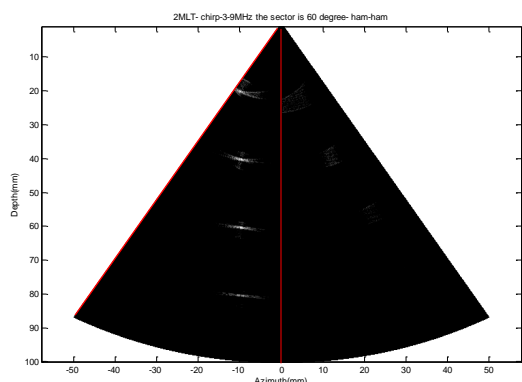
شکل ۵: برهم نهی ارسال با استفاده از وزن مستطیلی در دریافت و وزن مختلف در ارسال: rect=Rectangular; gau04=Gaussian($\sigma = 0.4$); nuttall=Nuttall; tukey05=Tukey($\alpha = 0.5$); han=Hanning; ham=Hamming

در شکل (۶) نمودار برهم نهی دریافت نشان داده شده است. تمام توضیحاتی که در مورد شکل (۵) داده شد، برای شکل (۶) نیز صادق است. با این تفاوت که برای محاسبه برهم نهی دریافت، در ارسال از وزن مستطیلی و در دریافت از هفت وزن استفاده شده است. میزان برهم نهی با افزایش زاویه بین پرتوها کاهش پیدا

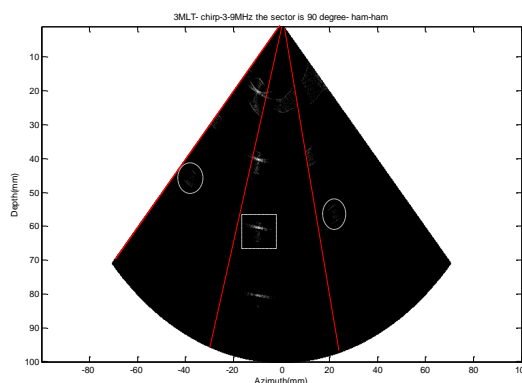
شکل ۹: تابع گسترش نقطه‌ای برای ارسال همزمان دو پرتو (2MLT). زاویه بین پرتوها 30° و وزن hamming در ارسال و وزن مستطیلی در دریافت استفاده شده است.



شکل ۱۰: تابع گسترش نقطه‌ای برای ارسال همزمان دو پرتو (2MLT). زاویه بین پرتوها 30° و وزن مستطیلی در ارسال و وزن hamming در دریافت به کار گرفته شده است.



شکل ۱۱: تابع گسترش نقطه‌ای برای ارسال همزمان دو پرتو (2MLT). زاویه بین پرتوها 30° و وزن hamming در ارسال و دریافت به کار گرفته شده است.



شکل ۱۲: تابع گسترش نقطه‌ای برای ارسال همزمان سه پرتو (3MLT). زاویه بین پرتوها 30° درجه و وزن hamming در ارسال و دریافت استفاده شده است.

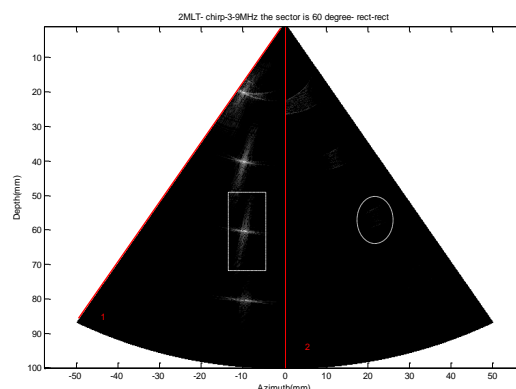
۴- نتیجه‌گیری

با ارسال همزمان چند پرتو در جهت‌های مختلف، تعداد دفعات ارسال و دریافت کاهش پیدا کرده و نرخ فریم بیشتر می‌شود. این افزایش برای تصویربرداری در کاربردهایی که به سرعت

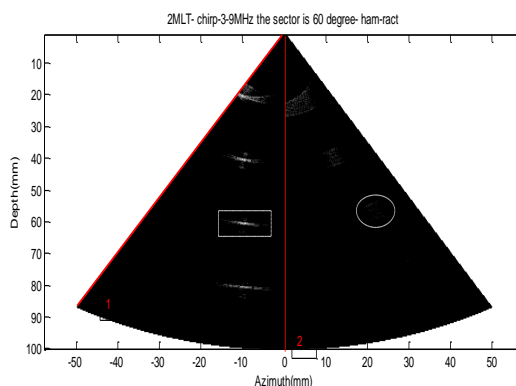
در هربار ارسال، دو پرتو همزمان در جهت‌های مختلف فرستاده می‌شود. یک پرتو از بخش اول سکتور تصویربرداری می‌کند و پرتو دوم از بخش دوم. بنابراین نرخ فریم دو برابر می‌شود. در ارسال و دریافت وزن مستطیلی به کار گرفته شده است. در تصویر، برهم نهی ارسال با خط چین مربع و برهم‌نهی دریافت با خط چین دایره مشخص شده است. برهم‌نهی ارسال در اطراف نقطه مورد نظر و فاصله برهم‌نهی دریافت از نقطه، برابر زاویه بین پرتوها یعنی 30° است.

تصویر شکل (۹) مانند شکل (۸) گرفته شده است. با این تفاوت که در ارسال از وزن Hamming استفاده شده است. با توجه به شکل میزان برهم نهی دریافت کمتر از حالت قبل شده است. در شکل (۱۰) از وزن Hamming در دریافت استفاده شده و برهم‌نهی دریافت کمتر شده است. در شکل (۱۱) وزن Hamming در ارسال و دریافت به کار برده شده و هم برهم‌نهی ارسال و هم دریافت کمتر شده است.

در شکل (۱۲) در هر بار ارسال ۳ پرتو همزمان (3MLT) فرستاده شده است. سکتور 90° و به سه بخش تقسیم شده و فاصله بین پرتوها 30° است. در ارسال و دریافت وزن Hamming به کار گرفته شده است.



شکل ۸: تابع گسترش نقطه‌ای برای ارسال همزمان دو پرتو (2MLT). زاویه بین پرتوها 30° و وزن مستطیلی در ارسال و دریافت به کار گرفته شده است.



[13] L. Tong, H. Gao, and J. D'hooge, "Multi-transmit beam forming for fast cardiac imaging-a simulation study," *Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control, IEEE Transactions on*, vol. 60, pp. 1719-1731, 2013.

[14] L. Tong, A. Ramalli, R. Jasaityte, P. Tortoli, and J. D'hooge, "Multi-Transmit Beam Forming for Fast Cardiac Imaging—Experimental Validation and In Vivo Application," *Medical Imaging, IEEE Transactions on*, vol. 33, pp. 1205-1219, 2014.

[15] P. Santos, L. Tong, A. Ortega, and E. Samset, "Acoustic output of multi-line transmit beamforming for fast cardiac imaging: a simulation study," *Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control, IEEE Transactions on*, vol. 62, pp. 1320-1330, 2015.

[16] A. Ramalli, L. Tong, J. Luo, J. D'hooge, and P. Tortoli, "Safety of fast cardiac imaging using multiple transmit beams: Experimental verification," in *Ultrasonics Symposium (IUS), 2014 IEEE International*, 2014, pp. 1182-1185.

[17] T. G. Bjåstad, "High frame rate ultrasound imaging using parallel beamforming," 2009.

بالا نیاز داریم، بسیار با اهمیت است. اما پرتوهایی که همزمان فرستاده می‌شوند، بر هم اثر می‌گذارند. اثر این برهم نهی‌ها باعث کاهش کیفیت تصویر و خطا در کار تشخیصی می‌شود. با استفاده از وزن مناسب در ارسال و دریافت و انتخاب زاویه مناسب بین پرتوها، می‌توان میزان برهم نهی را کاهش داد. و تصویری با بالا بردن نرخ فریم، بدون کاهش قابل توجه در کیفیت تصویر، بدست آورد. با توجه به نتایج بدست آمده در این مطالعه، در روش ارسال همزمان چند پرتو، با تحریک چیرپ، میزان برهم نهی ارسال و دریافت، با وزن Hamming کاهش پیدا می‌کند. این برهم نهی‌ها به زاویه بین پرتوها بستگی دارد و با افزایش زاویه کمتر می‌شود. در زاویه 30° کمترین میزان برهم نهی را داریم.

مراجع

[1] D. P. Shattuck, M. D. Weinshenker, S. W. Smith, and O. T. von Ramm, "Explososcan: A parallel processing technique for high speed ultrasound imaging with linear phased arrays," *The Journal of the Acoustical Society of America*, vol. 75, pp. 1273-1282, 1984.

[2] O. T. Von Ramm, S. W. Smith, and H. G. Pavy Jr, "High-speed ultrasound volumetric imaging system. II. Parallel processing and image display," *Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control, IEEE Transactions on*, vol. 38, pp. 109-115, 1991.

[3] J. Cheng and J.-y. Lu, "Extended high-frame rate imaging method with limited-diffraction beams," *Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control, IEEE Transactions on*, vol. 53, pp. 880-899, 2006.

[4] G. Montaldo, M. Tanter, J. Bercoff, N. Benech, and M. Fink, "Coherent plane-wave compounding for very high frame rate ultrasonography and transient elastography," *Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control, IEEE Transactions on*, vol. 56, pp. 489-506, 2009.

[5] H. Hasegawa and H. Kanai, "High-frame-rate echocardiography using diverging transmit beams and parallel receive beamforming," *Journal of Medical Ultrasonics*, vol. 38, pp. 129-140, 2011.

[6] K. E. Thomenius and S. D. Silverstein, "Method and apparatus for high-frame-rate high-resolution ultrasonic image data acquisition," ed: Google Patents, 2000.

[7] T. Shirasaka, "Ultrasonic imaging apparatus," *U.S. Patent 4 815 043*, 1989.

[8] R. A. Snyder, "Ultrasound imaging system utilizing two or more simultaneously-active apertures," *European Patent EP0335578 A3*, 1990.

[9] R. Mallart and M. Fink, "Improved imaging rate through simultaneous transmission of several ultrasound beams," in *San Diego'92*, 1992, pp. 120-130.

[10] A. Drukarev, K. Konstantinides, and G. Seroussi, "Beam transformation techniques for ultrasonic medical imaging," *Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control, IEEE Transactions on*, vol. 40, pp. 717-726, 1993.

[11] L. Tong, H. Gao, H. F. Choi, and J. D'hooge, "Multi-transmit beam forming for fast cardiac imaging," in *Ultrasonics Symposium (IUS), 2011 IEEE International*, 2011, pp. 140-143.

[12] L. Tong, H. Gao, and J. D'hooge, "Multi-transmit beam forming for fast cardiac imaging: quantitative analysis of the cross-talk between MLT beams," in *Ultrasonics Symposium (IUS), 2012 IEEE International*, 2012, pp. 1271-1274.