

# شبیه‌سازی نمونه‌ای ساده‌ای از مبدل، با الگو گرفتن از ساختار و اصول به‌کاربرده‌شده در سیستم‌های تصویربرداری مقطع‌نگاری کامپیوتری فراصوت (USCT)

شیما دوراندیش<sup>۱</sup>، معصومه صادقی<sup>۲</sup> و علی محلوچی‌فر<sup>۳</sup>

<sup>۱</sup> دانشجوی کارشناسی ارشد-تهران-دانشگاه تربیت مدرس-دانشکده برق و کامپیوتر، Sh.durandishyazdi@gmail.com

<sup>۲</sup> دانشجوی دکتری-تهران-دانشگاه تربیت مدرس-دانشکده برق و کامپیوتر، msadeghi236@yahoo.com

<sup>۳</sup> دانشیار-تهران-دانشگاه تربیت مدرس-دانشکده برق و کامپیوتر، mahlooji@modares.ac.ir

چکیده: تکنیک تصویربرداری مقطع‌نگاری کامپیوتری فراصوت، (UltraSound Computerized Tomography) از سال ۲۰۱۲ به عنوان یک سیستم تصویربرداری تجاری که تلفیقی از دو روش سونوگرافی و سی‌تی‌اسکن است، معرفی شد. به طوری که محدودیت‌های رایج تصویربرداری در هر دو روش به خصوص فراصوت را تا حد قابل ملاحظه‌ای کاهش داده‌است. این مقاله با الگو گرفتن از سیستم‌های USCT طی دو مرحله پیاده‌سازی شده‌است. در اولین مرحله با ایده گرفتن از ساختار یک ردیف حلقوی از مبدل استوانه‌ای در سیستم‌های USCT، ساختاری متفاوت از مبدل‌های فراصوت ارائه گردیده و در دومین مرحله سعی شده، اصول تصویربرداری در سیستم‌های مذکور، روی مبدل هشت ضلعی طراحی شده، پیاده‌سازی شود. سپس با به‌کارگیری روش چشمه‌های مصنوعی، امواج فراصوت را به سمت بافت تحت مطالعه ارسال کرده و با دریافت اکوهای بازگشتی از آن، به تصویربرداری پرداخته‌ایم. در ادامه به مقایسه‌ی تصویر حاصل از مبدل هشت ضلعی با مبدل‌های خطی رایج در تصویربرداری فراصوت، پرداخته‌شده‌است. مقایسه نتایج نشان می‌دهد، با ایجاد ساختار متفاوت از مبدل‌های رایج فراصوت، می‌توان با بهبود ۳۹ درصدی رزولوشن، مرز کیست از بافت، همچنین ابعاد کیست را دقیق‌تر به تصویر کشید.

کلید واژه- تصویربرداری مقطع‌نگاری کامپیوتری فراصوت، چشمه‌های مصنوعی، مبدل هشت ضلعی، رزولوشن.

است که معمولاً برای ارائه‌ی تصویری با کیفیت و دقت بالا، از هر دو روش به‌طور مکمل استفاده می‌شود. بنابراین دانشمندان به‌سمتی پیش رفته‌اند تا سیستمی ارائه دهند که به‌طور ترکیبی شامل دو تکنیک مذکور باشد به طوری که با حفظ مزایا، معایب و محدودیت‌های هر دو روش در آن، به حداقل رسد. سیستم مذکور USCT نام دارد.

## ۱- مقدمه

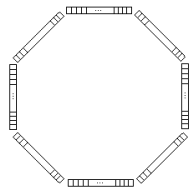
سرطان پستان یکی از شایع‌ترین انواع سرطان در بین زنان است، به طوری که از هر هشت زن یک نفر به این سرطان مبتلا می‌شود [۱][۲]. آمار و علائم ارائه‌شده، در شرایطی است که با تشخیص به‌موقع و دقیق مشخصات و موقعیت توده‌ها، درمان بیماری امکان‌پذیر است. به‌منظور تصویربرداری از بافت پستان در مرحله‌ی تشخیص، روش‌های مختلفی ارائه شده‌است که از جمله مهم‌ترین آن‌ها می‌توان به دو روش سونوگرافی و ماموگرافی اشاره کرد. ماموگرافی رایج‌ترین روش تصویربرداری از بافت سرطانی پستان است. این روش با استفاده از اشعه‌ی ایکس و اصول تصویربرداری سی‌تی‌اسکن، به ارزیابی تغییرات پستان، می‌پردازد [۳]. تصویربرداری فراصوت روشی است که در آن با ارسال امواج فراصوت به سمت بافت تحت مطالعه و ثبت اکوهای بازگشتی، می‌توان به تصویرگری از بافت آسیب دیده پرداخت [۴]. از جمله کاربردهای این روش، ثبت تصویر از بافت‌های همگن و متراکم، مانند بافت پستان است. پزشکان برای بیماران با سنین زیر ۴۰ سال، ابتدا سونوگرافی را تجویز می‌کنند [۵]. هر یک از دو روش مذکور دارای محدودیت‌هایی

## ۱-۱- سیستم‌های تصویربرداری مقطع‌نگاری کامپیوتری فراصوت

USCT روشی ترکیبی بین سونوگرافی و ماموگرافی است. هدف اصلی این دسته سیستم‌ها، استفاده از اصول تصویربرداری سی‌تی‌اسکن و سونوگرافی است که با جایگزینی امواج فراصوت به جای اشعه‌ی ایکس، به تصویربرداری از بافت تحت مطالعه در چندین مقطع و از تمام جهات می‌پردازد. در نهایت با بازسازی داده‌های به دست آمده، یک تصویر حجمی ارائه می‌شود [۶]. ساختار سیستم مذکور با توجه به شکل ۱ بدین صورت است که، المان‌های ارسال کننده و دریافت کننده‌ی امواج فراصوت روی دیواره داخلی استوانه‌ای با قطر ۱۸ سانتیمتر و ارتفاع ۱۵ سانتیمتر، قرار گرفته‌اند. سیستم تصویربرداری در مجموع شامل

می‌پردازد. در اولین مرحله با الگو گرفتن از ساختار یک ردیف حلقوی مبدل در سیستم‌های تصویربرداری USCT، ساختاری متفاوت از مبدل‌های رایج فراصوت، طراحی و ارائه گردیده‌است. در دومین مرحله، نوع ساده‌ای از اصول تصویربرداری سی‌تی‌اسکن و سونوگرافی که به طور ترکیبی در سیستم‌های USCT به کار برده شده‌است، روی مبدل هشت ضلعی، پیاده‌سازی می‌شود.

در مرحله‌ی اول به منظور پیاده‌سازی مبدلی با ساختار مشابه با یک ردیف مبدل حلقوی در سیستم‌های تصویربرداری USCT، مطابق شکل ۲، مبدلی هشت ضلعی طراحی شده‌است که هر ضلع آن یک مبدل مستقل، شامل ۲۴ المان فعال در مرحله‌ی دریافت و ۱۲ المان فعال در مرحله‌ی ارسال است. بنابراین تعداد المان‌های ارسال و دریافت در مبدل هشت ضلعی با تعداد المان‌ها در یک ردیف حلقوی از مبدل، در نمونه‌ی تجاری برابری می‌کند.



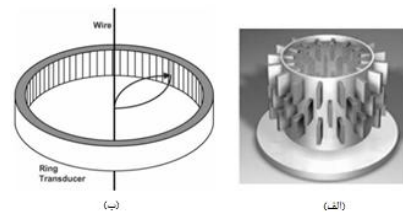
شکل ۲: نمای از مبدل هشت ضلعی طراحی شده، که هر ضلع آن به‌طور مستقل یک مبدل است که از زاویه‌ی خود از یک مقطع از بافت تصویر ثبت می‌کند.

در گام اول هر ضلع از مبدل هشت ضلعی که خود یک مبدل است، به طور مستقل از زاویه‌ی خود، با به‌کارگیری روش چشمه‌های مصنوعی، به تصویربرداری از بافت می‌پردازند و تصویر نهایی از میانگین‌گیری روی هشت تصویر، به دست می‌آید.

در گام دوم، مشابه با روش تصویربرداری در یک ردیف مبدل حلقوی در نمونه‌ی تجاری که یک المان ارسال‌کننده و دیگر المان‌ها دریافت‌کننده‌اند، نحوه‌ی تصویربرداری در مبدل هشت ضلعی بدین صورت است که، یک مبدل موج را ارسال کرده، سپس خودش و هفت مبدل دیگر از مبدل هشت ضلعی، اکوها را در تمام جهات دریافت و ثبت می‌کنند.

تصویر به‌دست‌آمده در سیستم‌های فراصوت بر اساس بازسازی اکوهای بازگشتی از فانتوم است، در حالی که در مبدل هشت ضلعی، با افزایش زاویه‌ی بین مبدل ارسال‌کننده و دریافت‌کننده، تعدادی از المان‌هایشان در مقابل و امتداد یکدیگر قرار می‌گیرد. بنابراین دسته‌امواجی که توسط المان مقابل المان

۳۸۴ المان ارسال و ۱۵۳۶ المان دریافت است که سه ردیف ۱۶ تایی مبدل فراصوت را روی دیواره‌ی استوانه شامل می‌شوند. در نمونه‌ی تجاری با استفاده از یک موتور، در استوانه شش مرحله چرخش ایجاد می‌شود، بنابراین در عمل هر یک از سه ردیف شامل ۱۶\*۶ مبدل (۱۶ مبدل تعبیه شده و شش مرحله چرخش) می‌باشد. چینش المان‌ها در سطح و ارتفاع استوانه شامل ۲۴ ردیف ۹۶ تایی المان ارسال‌کننده‌ی امواج فراصوت و ۴۸ ردیف ۱۹۲ تایی المان دریافت‌کننده‌ی اکوهای پراکنده شده از بافت، است [۷]. مطابق با آنچه در شکل ۱ نمایش داده شده و همچنین توضیحات فوق می‌توان ساختار را به‌طور فرضی این‌گونه بیان کرد که، تصویربرداری از هر مقطع از بافت توسط یک مبدل حلقوی شامل ۱۹۲ المان ارسال و ۹۶ المان دریافت به روش چشمه‌های مصنوعی، انجام می‌گیرد.



شکل ۱: الف-نمایی از ساختار و چینش المان‌ها در سیستم تصویربرداری USCT، ب- یک ردیف حلقوی المان، به‌عنوان یک مقطع از مبدل استوانه‌ای در سیستم‌های USCT که در مرکز آن یک فانتومی سیمی قرار داده شده‌است [۸] [۹]

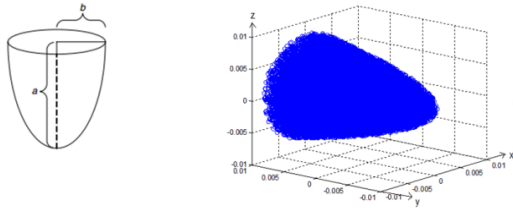
تصویربرداری در این دسته سیستم‌ها به روش چشمه‌های مصنوعی (SA) انجام می‌پذیرد، SA روشی است که در آن یک المان از مبدل، موج فراصوت را به سمت بافت ارسال کرده، سپس اکوهای پراکنده‌شده از بافت توسط تمام المان‌های مبدل دریافت می‌شود، این فرایند به ترتیب برای تک‌تک المان‌های مبدل در نقش ارسال‌کننده، تکرار می‌شود [۱۰]. در نمونه تجاری، تصویربرداری به روش SA بدین صورت است که اولین المان مبدل حلقوی، موج را به سمت بافت تحت مطالعه ارسال می‌کند و اکوهای پراکنده‌شده از بافت در تمام جهات توسط دیگر المان‌های روی سطح حلقه، دریافت و ثبت می‌شوند.

## ۲- روش پیشنهادی

این مقاله با هدف شبیه‌سازی یک نمونه‌ی ساده مبدل با ساختاری مشابه با مبدل‌ها در سیستم‌های تصویربرداری USCT و اصول تصویربرداری به‌کاربرده‌شده در این دسته سیستم‌ها، طی دو مرحله پیاده‌سازی شده و به بررسی پارامتر رزولوشن

مذکور پایه‌گذاری شده است، سعی شده فانتومی با ظاهری مشابه با بافت پستان طراحی کنیم.

شکل ۳ نمایی از فانتوم مخروطی طراحی شده با مشخصات زیر است: ارتفاع ۲۰ میلی‌متر در راستای  $Y$ ، با قطر بزرگترین سطح مقطع ۱۸ میلی‌متر در صفحه  $X-Z$  که در آن کیست کروی شکل تعبیه شده است. در این مجموعه تنها از یک مقطع از مخروط که سطح دایره‌ای به شعاع شش میلی‌متر است، استفاده شده است.



شکل ۳: تصویر سمت راست نمایی از فانتوم طراحی شده و در تصویر سمت چپ،  $a=20\text{mm}$  و  $b=9\text{mm}$  است.

### ۳- ارزیابی روش پیشنهادی

به‌عنوان اولین مرحله‌ی بررسی عملکرد مبدل هشت ضلعی در تصویربرداری از فانتوم نقطه‌ای، از هشت مبدل با دو چیدمان متفاوت استفاده شده است. اولین آرایش، ساختار یک هشت ضلعی بوده و دومین آرایش، بدین‌گونه است که، هشت مبدل به صورت ردیفی با فاصله‌ی  $0.01$  میلی‌متر در کنار یکدیگر قرار گرفته‌اند و آرایش یک مبدل خطی را ایجاد می‌کنند. در هر دو چیدمان، هر یک از هشت مبدل به‌طور مستقل از فانتوم تصویربرداری کرده و تصویر نهایی از میانگین‌گیری روی هشت تصویر، به‌دست می‌آید.

### ۳-۱- اعتبارسنجی برای فانتوم تک نقطه‌ای

به منظور تصویربرداری از فانتوم تک نقطه‌ای یک محیط تصویربرداری هشت میلی‌متر در هشت میلی‌متر طراحی کرده و یک فانتوم تک نقطه‌ای در مرکز آن و در عمق  $11.8$  میلی‌متری از مبدل قرار می‌دهیم. در شکل ۴ تصویر به‌دست‌آمده از هشت مبدل با دو ساختار هشت ضلعی و خطی، نمایش داده شده است.

در شکل ۴-ت با بررسی نمودار تغییرات جانبی، مشاهده می‌شود، تصویر به‌دست آمده از مبدل هشت ضلعی، پهنای لوب اصلی کم‌تری نسبت به تصویر به‌دست‌آمده از مبدل با ساختار ردیفی دارد، که این به معنای بهبود رزولوشن است.

ارسال‌کننده، دریافت می‌شوند از نوع انتقال‌یافته بوده و بازسازی تصویر از روی آن‌ها توسط اصول رایج  $\text{delay and sum}$  در بازسازی تصاویر فراصوت امکان‌پذیر نیست، بنابراین در این شرایط تصویر کیفیت خود را از دست می‌دهد. در این پژوهش با توجه به سایز مبدل هشت ضلعی و فانتوم تحت مطالعه، برای حذف تاثیر امواج انتقال‌یافته از مبدل‌هایی که با مبدل ارسال‌کننده زاویه‌ی  $45^\circ$ ،  $-45^\circ$ ،  $90^\circ$  و  $-90^\circ$  درجه دارند، استفاده کرده و از دیگر مبدل‌ها در نقش دریافت‌کننده، صرف نظر شده است. بنابراین در هر مرحله از ارسال امواج توسط مبدل ارسال‌کننده، خودش و چهار مبدل با زاویه‌ای مذکور، دریافت‌کننده‌اند. در صورتی که در مبدل هشت ضلعی به ازای هر ضلع در نقش مبدل ارسال‌کننده، پنج تصویر حاصل شود، تصویر نهایی از میانگین‌گیری روی ۴۰ تصویر حاصل می‌شود.

### ۲-۱- مشخصات مبدل هشت ضلعی

برای پیاده‌سازی نرم‌افزاری مبدل هشت ضلعی از بسته‌ی شبیه‌ساز  $\text{Field II}$  استفاده شده است [۱۱]. در مبدل هشت ضلعی هر یک از هشت مبدل به‌طور مستقل طراحی و کدنویسی شده و از زاویه‌ی خود، از فانتوم مقابلش، تصویر ثبت می‌کند. هر یک از اضلاع در مبدل هشت ضلعی، با ویژگی‌های بیان شده در جدول ۱، طراحی شده است.

جدول ۱: مشخصات مبدل هشت ضلعی

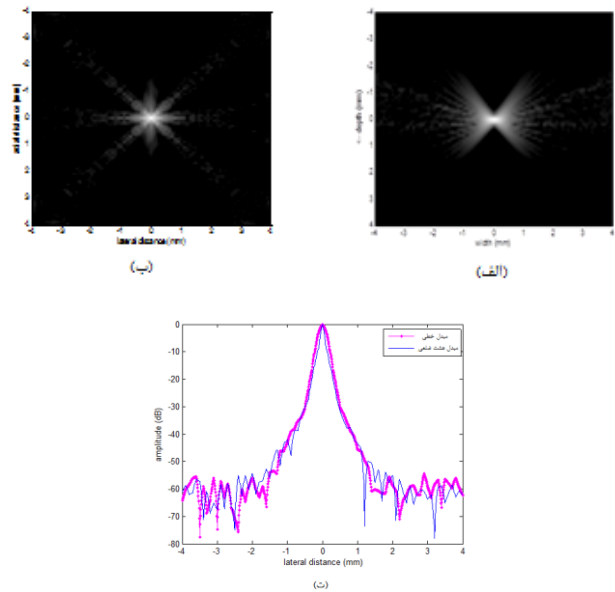
پارامتر مبدل	مقدار
transducer central frequency( $F_0$ )	4 (MHz)
sampling frequency( $F_s$ )	100 (MHz)
speed of sound in the tissue( $C$ )	1540 (m/s)
distance between center of two transducer(Pitch)	0.2 (mm)
distance between two elements(kerf)	0.01 (mm)
Width of elements	0.19 (mm)
Height of elements(in y direction)	5 (mm)

### ۲-۲- مشخصات فانتوم تحت مطالعه

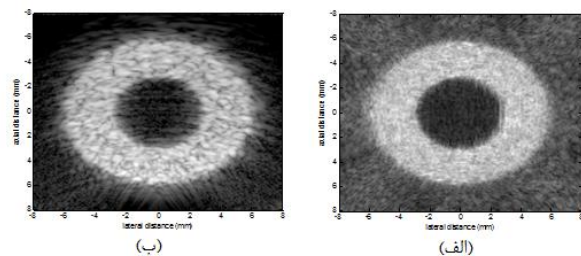
همان‌طور که بیان شد هدف اصلی سیستم‌های تصویربرداری USCT، تصویربرداری از بافت پستان است، بنابراین در این پژوهش، که با هدف پیاده‌سازی نمونه‌ی ساده‌ای از مبدل

تصویر به دست آمده از مبدل خطی در شرایطی مقایسه می شود که تصویر خروجی از هر دو مبدل، از تعداد A-scan های یکسان بازسازی شده است. در مبدل هشت ضلعی، هر ضلع به طور مستقل به تصویربرداری می پردازد. هر ضلع شامل ۱۲ المان ارسال کننده و ۲۴ المان دریافت کننده، است، بنابراین تصویر نهایی از (تعداد المان های ارسال) ۱۲ \* (تعداد المان های دریافت) ۲۴ \* (تعداد مبدل ها) ۸، A-scan حاصل می شود، که برای برابری این تعداد با تعداد A-scan ها در بازسازی تصویر در مبدل خطی، مبدل خطی شامل ۳۴ المان ارسال و ۶۸ المان دریافت می باشد. در شکل ۵ نتایج به دست آمده از دو ساختار هشت ضلعی و خطی با تعداد A-scan های مساوی جهت بازسازی تصویر، نمایش داده شده است.

تصاویر ثبت شده برای دو پارامتر رزولوشن و کنتراست مورد بررسی قرار گرفته است.



شکل ۴: الف- تصویر خروج از هشت مبدل با آرایش ردیفی، ب- تصویر خروجی از مبدل هشت ضلعی، ت- مقایسه ای الگوی پرتوی (تغییرات جانبی) به منظور مقایسه ای عددی نتایج به دست آمده از معیار اعتبارسنجی FWHM استفاده شده و نتایج به دست آمده، در جدول ۲ ارائه شده است. معیار FWHM به معنای محاسبه ای پهنای باند در dB پایین تر از نقطه ای پیک نمودار است [۱۲].



شکل ۵: تصویر به دست آمده از (الف) مبدل هشت ضلعی و (ب) مبدل خطی ۶۸ المانی

جدول ۲: مقایسه ای FWHM الگوهای پرتو جاصل از دو مبدل با ساختار خطی و هشت ضلعی

ساختار مبدل	FWHM(mm)
مبدل هشت ضلعی	۰,۱۶۴
مبدل با ساختار خطی	۰,۲۶

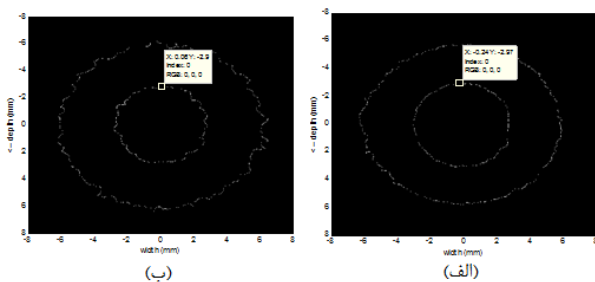
مطابق با جدول فوق، پهنای لوب اصلی در تصویر به دست آمده از مبدل هشت ضلعی ۰,۱۵۶ میلی متر کمتر از پهنای لوب در تصویر به دست آمده از هشت مبدل با آرایش ردیفی است که این به معنای بهبود ۳۹ درصدی رزولوشن است.

### ۳-۲-۱- اعتبارسنجی کیست از لحاظ رزولوشن

برای بررسی پارامتر رزولوشن از روش اعتبارسنجی تشخیص مرزها (نمایش مرز میان بافت و کیست)، استفاده شده است [۱۳]. با توجه به نتایج به دست آمده در شکل ۶ و استفاده از گزینه Date cursor در MATLAB، در صورتی که شعاع کیست سه میلی متر باشد، مبدل هشت ضلعی توانسته شعاع را ۲,۹۷ mm نمایش دهد، در حالی که مبدل خطی شعاع را ۲,۹ mm نمایش داده است، که این به معنای بهبود رزولوشن توسط مبدل هشت ضلعی است.

### ۳-۲-۲- اعتبارسنجی برای حالت کیست

در این مرحله برای بررسی عملکرد مبدل هشت ضلعی، از یک مقطع از فانتوم مخروطی به شعاع شش میلی متر، به طوری که در مرکز آن کیستی به شعاع سه میلی متر تعبیه شده، استفاده می شود. سپس مقطع مورد نظر از فانتوم جهت تصویربرداری در مرکز مبدل هشت ضلعی قرار داده می شود. در این قسمت تصویر به دست آمده از مبدل هشت ضلعی با



شکل ۶: نتایج به دست آمده از جداسازی مرز میان بافت و کیست حاصل از (الف) مبدل هشت ضلعی (ب) مبدل خطی ۶۸ المانی.

### ۳-۲-۲- اعتبارسنجی از لحاظ کنتراست

برای بررسی کنتراست از روش اعتبارسنجی CR (Ratio Contrast)، استفاده شده است. پارامتر CR به صورت قدرمطلق حاصل تفریق میانگین شدت روشنایی در داخل کیست سیاه، نسبت به میانگین شدت روشنایی در خارج از آن، تعریف می شود. نتایج مقایسه‌ی دو تصویر فوق با روش CR، در جدول ۳ ارائه شده است.

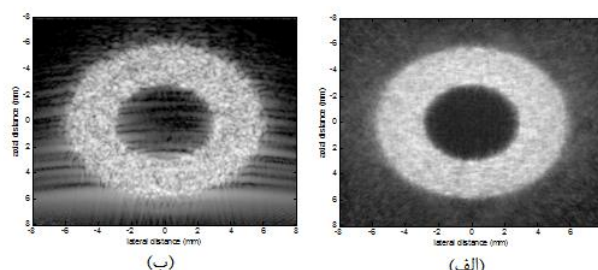
جدول ۳: مقایسه پارامتر کنتراست با معیار اعتبارسنجی CR

پارامتر CR (dB)	ساختار مبدل
-۱۳,۲۸۹	مبدل هشت ضلعی
-۲۲,۰۷۳	مبدل خطی

با توجه به نتایج به دست آمده از بررسی کنتراست، می توان بیان کرد، بر خلاف رزولوشن که توسط مبدل هشت ضلعی بهبود یافته است، تفاوت کنتراست بین بافت و کیست کم شده است، این مورد را می توان به عنوان یکی از معایب مبدل هشت ضلعی نام برد. علت را این گونه می توان توضیح داد که، با تصویربرداری از هشت جهت، سایدلوب‌ها در تمام جهات ظاهر شده و این خود عاملی در از دست دادن کنتراست است.

در دومین مرحله‌ی بررسی عملکرد مبدل هشت ضلعی، هر یک از هشت مبدل در نقش ارسال کننده، خودش و چهار مبدلی که با آن زاویه‌ی  $+45^\circ$ ،  $-45^\circ$ ،  $+90^\circ$  و  $-90^\circ$  درجه دارند، در نقش دریافت کننده‌اند، بنابراین تصویر نهایی از میانگین‌گیری روی ۴۰ تصویر حاصل می شود.

شکل ۷ نتایج به دست آمده در شرایطی است که مبدل هشت ضلعی با شرایط مذکور در فوق، با مبدل خطی، شامل ۱۹۲ المان دریافت و ۶۴ المان ارسال (مبدل خطی و هشت ضلعی دارای تعداد المان‌های ارسال و دریافت یکسان هستند)، مقایسه می شود.



شکل ۷: تصویر ثبت شده توسط (الف) مبدل هشت ضلعی، (ب) مبدل خطی ۱۹۲ المانی.

در گام اول بررسی نتایج، دیده شد برخلاف بهبود رزولوشن،

کنتراست بین کیست و بافت کم شده است. از جمله دلایل از دست دادن کنتراست، تصویربرداری از چند جهت است، که باعث ایجاد سایدلوب در تمام جهات، شده است. طبق اصول compounding [۱۴]، در صورتی که تعداد تصاویری که روی آن‌ها برای ایجاد تصویر نهایی میانگین‌گیری می شود، بیشتر باشد کنتراست بهبود می یابد. پس انتظار داریم تصویر ثبت شده در گام دوم که از میانگین‌گیری روی ۴۰ تصویر به دست آمده، نسبت به گام اول که از میانگین‌گیری روی هشت تصویر به دست آمده، دارای کنتراست بهتری باشد.

برای بررسی صحت بهبود کنتراست از معیار اعتبارسنجی CNR (Contrast to noise ratio) استفاده شده است. پارامتر CNR از حاصل تقسیم پارامتر CR به انحراف معیار شدت روشنایی در خارج از کیست سیاه، تعریف می شود.

جدول ۳-۱: نتایج به دست آمده از پارامتر CNR

پارامتر CNR	ساختار مبدل
۴,۸	مبدل هشت ضلعی در گام اول پژوهش
۵,۴	مبدل هشت ضلعی در گام دوم پژوهش

با توجه به نتایج به دست آمده در جدول، پارامتر CNR با میانگین‌گیری روی ۴۰ تصویر، نسبت به گام اول که تصویر نهایی از میانگین‌گیری روی هشت تصویر به دست آمده، ۸,۸ درصد بهبود یافته که این به معنای بهبود کنتراست است.

### ۴- جمع بندی

تعداد زیاد افراد مبتلا به سرطان پستان، همواره محققان را به سمت ارائه‌ی سیستم‌های تصویربرداری پیشرفته، هدایت می کند. از جمله آخرین دستاوردها در این زمینه می توان سیستم تصویربرداری مقطع‌نگاری کامپیوتری فراصوت را نام برد. سیستم مذکور تلفیقی از دو تکنیک رایج سونوگرافی و ماموگرافی در تصویربرداری از بافت پستان، است.

در این پژوهش ساختار ساده‌ای از سیستم مذکور با هدف بهبود و بررسی پارامتر رزولوشن، شبیه‌سازی شده است. مبدل طراحی شده با الگو گرفتن از ساختار یک ردیف حلقوی از مبدل استوانه‌ای در نمونه‌ی تجاری، یک مبدل هشت ضلعی است. مقطع تحت بررسی توسط مبدل هشت ضلعی احاطه شده و از هشت جهت تحت تصویربرداری قرار می گیرد. تصویربرداری طی دو مرحله انجام می گیرد، در اولین مرحله هر یک از هشت مبدل که با ساختار هشت ضلعی در کنار یکدیگر قرار گرفته‌اند، به طور مستقل به تصویربرداری می پردازند، در این

لوب‌ها از چندین جهت است که می‌توان با استفاده از الگوریتم‌هایی از جمله روش‌های شکل دهی الگوی پرتو همچون  $das coherence factor$  بهره برد.

## ۶- مراجع

- [1] "Breast Cancer - National Cancer Institute", (2015), Available: <http://www.cancer.gov/types/breast>.
- [2] C. DeSantis, L. Bryan and A. Jemal, "Breast cancer statistic", *A cancer journal for clinicians*, vol. 64, no. 1, pp. 52-62, (2014).
- [3] L. Tabár and P. B. Dean, "Basic principles of mammographic diagnosis", *Diagnostic imaging in clinical medicine*, vol. 54, no. 3-4, pp. 146-157, (1984).
- [4] F. S. Azar, "Imaging techniques for detecting breast cancer: survey and perspectives", University of Pennsylvania Department of Computer and Information Science, Technical Report, No. MS-CIS-00-11, (2000).
- [5] "Breast Ultrasound", (2015), Available: <http://www.webmd.com/women/guide/breast-ultrasound>.
- [6] Delphinus Medical Technologies, (2015), Available: <http://www.delphinusmt.com>.
- [7] T. Hopp and G. Schwarzenberg, "A MATLAB GUI for the analysis and reconstruction of signal and image data of a SAFT-based 3D Ultrasound Computer Tomograph", *International Journal On Advances in Software*, vol. 2, no. 1, pp. 11-21, (2009).
- [8] Satish K. Bhargava, "Principles and Practice of Ultrasonography", Department of Radiology & Imaging University College of Medical Sciences, GTB Hospital, New Delhi India, Alpha Science International Ltd, ch.2, (2002).
- [9] P. R. Detmer, G. Bashein, T. Hodges, K. W. Beach, E. P. Filer, D. H. Burns, and D. E. Strandness, "3D ultrasonic image feature localization based on magnetic scanhead tracking: in vitro calibration and validation", *Ultrasound Med. Biol.*, vol. 20, no. 9, pp. 923-936, (1994).
- [10] I. Trots, A. Nowicki, M. Lewandowski, and Y. Tasinkevych, "Synthetic aperture method in ultrasound imaging", Poland, Institute of Fundamental technological Research, ch.2, pp.37-56, (2011).
- [11] J.A Jensen, "Field: A program for simulating ultrasound systems", 10TH NORDICBALTIC CONFERENCE ON BIOMEDICAL IMAGING, Vol. 4, Supplement. 1, Part. 1, pp. 351-353, (1996).
- [12] W. R. Ridgway, "Deep structure ultrasound imaging using fundamental and third harmonic coded excitation techniques", Doctoral dissertation, University of Illinois at Urbana-Champaign, (2012).
- [13] J. S. Ullom, M. L. Oelze, and J. R. Sanchez, "Speckle Reduction for Ultrasonic Imaging Using Frequency Compounding and Despeckling Filters along with Coded Excitation and Pulse Compression", *Advances in Acoustics and Vibration*, pp.2291 - 2294, (2012).
- [14] Y. Chen, S. L. Broschat, and P. J. Flynn, "Phase insensitive homomorphic image processing for speckle reduction", *Ultrasonic imaging*, vol. 18, no. 2, pp. 122-139, (1996).

مرحله تصویر نهایی از میانگین‌گیری روی هشت تصویر به دست می‌آید. بررسی نتایج نشان می‌دهد با تصویربرداری از هشت جهت پارامتر رزولوشن نسبت به تصویربرداری رایج فراصوت که توسط مبدل خطی انجام می‌شود، ۳۹ درصد، بهبود یافته است.

در دومین مرحله با الگو گرفتن از روش تصویربرداری در سیستم‌های USCT به تصویربرداری پرداخته‌ایم. در یک ردیف حلقوی مبدل در سیستم مذکور تصویربرداری بدین صورت است که یک المان از مبدل حلقوی موج را ارسال کرده، سپس اکوهای بازگشتی در تمام جهات توسط تمام المان‌های مبدل دریافت می‌شوند. بدین ترتیب تصویربرداری در مبدل هشت‌ضلعی را این‌گونه پیاده‌سازی کرده‌ایم که یک مبدل ارسال‌کننده است و خودش و چهار مبدلی که با آن زاویه‌ی  $45^\circ$ ،  $135^\circ$ ،  $225^\circ$  و  $315^\circ$  درجه دارند، در نقش دریافت‌کننده باشند. این فرآیند به ترتیب برای هر هشت مبدل در نقش ارسال‌کننده، تکرار می‌شود (مطابق اصول سی‌تی‌اسکن، تصویربرداری با تابش‌های متعدد در تمام جهت). بنابراین تصویر نهایی از میانگین‌گیری روی ۴۰ تصویر به دست می‌آید.

در گام اول پژوهش مشاهده شد بر خلاف بهبود رزولوشن، کنتراست را از دست داده‌ایم. در گام دوم طبق اصول Compounding با میانگین‌گیری روی ۶۴ تصویر در مقایسه با گام اول که میانگین‌گیری روی هشت تصویر، نویز کاهش یافته، بنابراین علاوه بر بهبود رزولوشن، کنتراست ۸,۸ درصد بهبود می‌یابد.

## ۵- نتیجه‌گیری

در مبدل‌های خطی رایج در تصویربرداری فراصوت، در هر بار ارسال و دریافت، اکوها تنها از یک جهت دریافت و ثبت می‌شوند. در حالی که در این پژوهش در هر بار ارسال، پس از برخورد موج به فانتوم، اکوهای پراکنده شده در محیط از هشت جهت دریافت می‌شوند. بنابراین توانسته‌ایم در هر بار ارسال تا حد امکان اکوها را دریافت کرده، پس A-scan‌های بیشتری از محیط ثبت می‌شود و این به معنای دستیابی به اطلاعات بیشتری از محیط، جهت بازسازی تصویر است (تا حد امکان اطلاعاتی را از محیط تحت مطالعه از دست نداده‌ایم) که خود عاملی در بهبود ۳۹ درصدی رزولوشن است.

در نتایج مشاهده شد بر خلاف بهبود رزولوشن کنتراست را از دست داده‌ایم که این عیب را توانستیم در گام دوم پژوهش ۸,۸ درصد، بهبود دهیم. عامل از دست دادن کنتراست، وجود سایه

