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

ناهید آزاد1، علی محلوجی­فر2 و معصومه صادقی3

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

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

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

چکيده – 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.

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

# مقدمه

تصویربرداری فراصوت، روشی ایمن، کم هزینه، قابل حمل و بلادرنگ[[1]](#footnote-1) است. ***نرخ فریم[[2]](#footnote-2)*** 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[[3]](#footnote-3) (MLA)، یک پرتو ارسال شده و چند خط مجاور هم در تصویر، بازسازی می­شود [[1](#_ENREF_1), [2](#_ENREF_2)]. ***در این روش، باید پرتو ارسال گسترده[[4]](#footnote-4) شود و این کار با استفاده از کاهش اندازه روزنه و یا ارسال یک موج صفحه­ای[[5]](#footnote-5) یا موج واگرا[[6]](#footnote-6)، انجام می­شود[***[***3-5***](#_ENREF_3)***]. گسترش موج، قدرت تفکیک­پذیری را کاهش می­دهد. برای حل این مشکل از ترکیب مکانی[[7]](#footnote-7) می­توان استفاده کرد، که باعث کاهش در نرخ فریم می­شود[***[***3***](#_ENREF_3)***,*** [***4***](#_ENREF_4)***].*** روش دیگر استفاده از وزن­دهی مکانی در روزنه ارسال، برای فرستادن بیش از یک پرتو در هر ارسال است[[6](#_ENREF_6)].

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[[8]](#footnote-8) (MLT)، استفاده می­شود. در این روش روزنه به چند بخش تقسیم می­شود و هر بخش یک پرتو ارسال می­کند­]7-8[[11]. 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 [[9](#_ENREF_9), [10](#_ENREF_10)]. یکی از معایب این روش تداخل پرتوها است، که اثر برهم­نهی[[9]](#footnote-9) 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 روشSLT[[10]](#footnote-10) بدست آورد [[11-15](#_ENREF_11)]. با ترکیبMLT با MLA نرخ فریم را بیشتر می­توان افزایش داد[[13](#_ENREF_13)] .

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[[15](#_ENREF_15), [16](#_ENREF_16)].

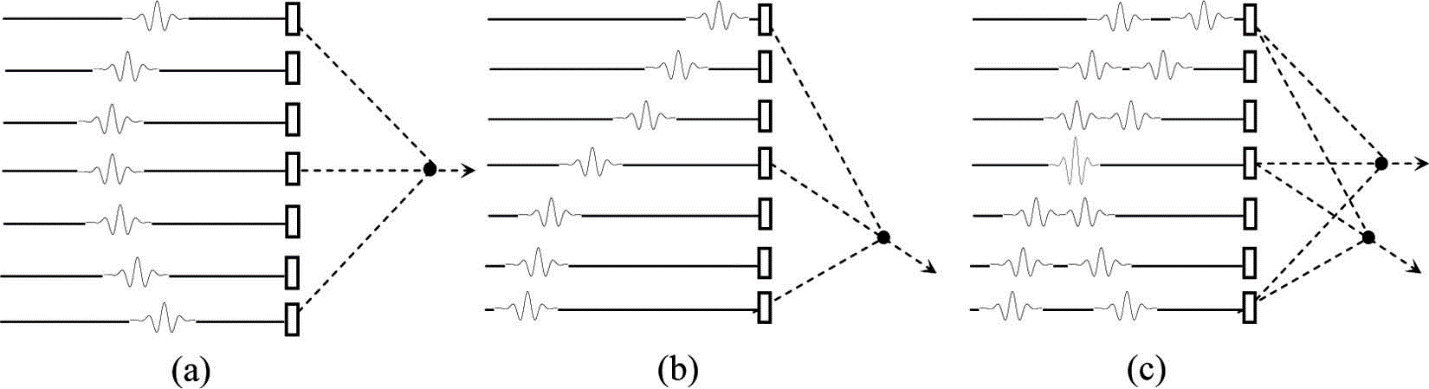
در مطالعات گذشته از تحریک سینوسی استفاده شده است. در این مطالعه از تحریک چیرپ[[11]](#footnote-11) استفاده می­شود. همانطور که در رابطه(1)دیده می­شود، سیگنال FM خطی یا چیرپ، یک موج مدوله شده فرکانسی خطی است، که فرکانس لحظه­ای به صورت خطی با زمان و مطابق با fp تغییر می­کند. که پهنای باند، fp فرکانس مرکزی، T مدت زمانی و a(t) تابع مدوله شده دامنه است.

(1)

هدف از این مطالعه تاثیر وزن­های مختلف در ارسال و دریافت و زاویه بین پرتوها بر کاهش برهم­نهی پرتوها است.

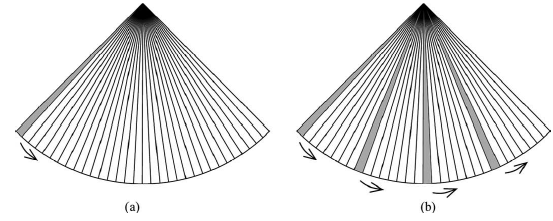
# روش کار

درتصویربرداری 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 (1) می­توان دید، برای این­که همزمان چند پرتو ارسال شود، تحریک مناسب برای این پرتوها با هم جمع بسته و المان­ها تحریک می­شوند.



شکل 1: پالس­های به­کار 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 پرتوهایMLT 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 (2) یک تصویر با استفاده از روش 4MLT را نشان می­دهد.



شکل 2: فرایند اسکن یک سکتور تصویر: (a) ارسال یک پرتو (SLT)، (b) ارسال 4 پرتو به صورت همزمان (4MLT)

سیگنال اکو دریافت شده از یک نقطه در عمق، در امتداد یکی از جهت­ها، به­صورت رابطه (2) می­باشد[[13](#_ENREF_13)]. 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 2 و پرتو دریافت در جهت 1 می­باشد.

(2)

q کوپلینگ الکتریکی-صوتی بر واحد ولت بر پاسکال، a ضریب مقیاس­بندی است که نشان دهنده منطقه­ی بینهایت کوچک از منبع می­باشد، چگالی محیط، c سرعت صوت، N تعداد المان­ها، سرعت مبدل، پاسخ ضربه iامین المان، و وزن و تاخیر زمانی jامین المان،xmt یعنی ارسال و rcv دریافت است. اعداد 1 و 2 نشان­ دهنده جهت پرتو می­باشند.

## برهم­نهی پرتوها

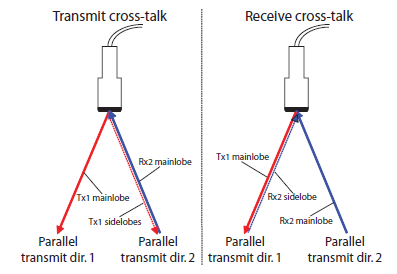
برهم­نهی پرتوها را می­توان به دو دسته طبقه­بندی کرد: 1) برهم­نهی ارسال[[12]](#footnote-12)، انرژی لوب جانبی[[13]](#footnote-13) پرتو ارسال اول تحت تاثیر لوب اصلی[[14]](#footnote-14) اکو پرتو دوم، قرار می­گیرد؛ 2) برهم­نهی دریافت[[15]](#footnote-15) ، لوب جانبی اکو پرتو دوم، تحت تاثیر انرژی لوب­ اصلی پرتو ارسال اول قرار می­گیرد همانند شکل (3)[[17](#_ENREF_17)].

برهم­نهی ارسال در اطراف نقطه­، و برهم نهی دریافت در فاصله­ای برابر زاویه بین دو پرتو[[16]](#footnote-16) از نقطه ظاهر می­شود. انرژی برهم­نهی دریافت و ارسال در عمق براساس تابعی از زاویه بین پرتوها مطابق با رابطه (3) و (4) می­باشد[[13](#_ENREF_13)].

(3)

(4)

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

شکل 3: برهم نهی ارسال و دریافت

## تنظیمات شبیه سازی

مبدل آرایه فازی با مشخصات زیر در شبیه­سازی استفاده شده است: اندازه مبدل تقریبا mm18، تعداد المان­ها 100، ارتفاع المان mm5، فاصله مرکز دو المان مجاور از هم[[17]](#footnote-17) mm18/0 ، فاصله بین دو المان[[18]](#footnote-18) mm05/0 و فرکانس مرکزی مبدل MHz6 است.

تعداد خطوط تصویر 100 است. رنج دینامیکی dB60 است. برای تحریک مبدل از سیگنال چیرپ با پهنای باند MHz 9-3 و در دریافت، از فیلتر تطبیقی استفاده شده است. از تمام روزنه، برای ارسال و دریافت پرتو، استفاده می­شود. در دریافت فوکوس دینامیکی[[19]](#footnote-19)، و در ارسال، در عمق mm50 فوکوس شده است.

برای بررسی تاثیر وزن­های مختلف، بر برهم نهی هفت وزن: مستطیلی[[20]](#footnote-20) (بدون پنجره[[21]](#footnote-21)(، Tukey(، Hanning، Hamming، Gaussian(، و Nuttall در ارسال و دریافت به­کارگرفته شده است.

وزن Nuttall دارای رابطه زیر است:

(2)

n شماره نمونه مورد نظر، N تعداد کل نمونه­ها، ، ، ، است.

برای آنالیز برهم­نهی، یک نقطه در عمق mm50 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 و وزن­های مختلف در ارسال و دریافت، انجام شده است. این داده ها 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 خواهد بود.

برای بررسی بیشتر تاثیر وزن بر برهم­نهی، تابع گسترش نقطه­ای برای 4 نقطه در اعماق 20-40-60-mm80 و فاصله افقی زاویه­ای[[22]](#footnote-22) از محور تقارن برابر mm10 شبیه سازی شده است. شبیه­سازی با استفاده از ارسال یک پرتو (SLT) ، دو پرتو همزمان (2MLT) و سه پرتو 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 است.

# نتایج

برای مقایسه برهم نهی برای دو تحریک سینوسی و چیرپ**،** شدت روشنایی نقاط مربوط به این برهم نهی­ها برای نقطه­ای در عمق mm50 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. برهم­نهی ارسال برای سینوسی dB 8.6865 و برای چیرپ6.9551 است. برهم­نهی دریافت برای سینوسی 8.6603 و برای چیرپ 6.9178 است. با توجه به این نتایج برهم نهی ارسال و دریافت برای تابع چیرپ نسبت به سینوسی کمتر می­باشد.

شکل (5) نمودار برهم­نهی ارسال همزمان دو پرتو چیرپ در دو جهت مختلف را نشان می­دهد. این برهم­نهی­ها برای زاویه بین دو پرتو در بازه رسم شده است. محور افقی زاویه بین دو پرتو برحسب درجه و محور عمودی دامنه برهم نهی ارسال برحسب 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، برهم­نهی کاهش پیدا می­کند. در زاویه 30 کمترین برهم نهی را داریم. و همچنین استفاده از وزن­دهی در ارسال، برهم­نهی را کاهش داده، که این کاهش برای وزن Hamming از همه بیشتر است. وزن Hanning تقریبا مانند Hamming عمل کرده است.

شکل 5: برهم نهی ارسال با استفاده از وزن مستطیلی در دریافت و هفت وزن مختلف در ارسال:rect=Rectangular; gau04=Gaussian(; nuttall=Nuttall; tukey05=Tukey; han=Hanning; ham=Hamming

در شکل (6) نمودار برهم نهی دریافت نشان داده شده است. تمام توضیحاتی که درمورد شکل (5) داده شد، برای شکل (6) نیز صادق است. با این تفاوت که برای محاسبه برهم­نهی 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 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 وزن­دهی در ارسال بیشتر از دریافت است.

شکل 6: برهم­نهی دریافت با استفاده از وزن مستطیلی در ارسال و هفت وزن مختلف در دریافت: rect=Rectangular; gau04=Gaussian(; nuttall=Nuttall; tukey05=Tukey(; han=Hanning; ham=Hamming

شکل (7) تا (11) تابع گسترش نقطه­ای با استفاده از تحریک چیرپ، برای 4 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 (7) 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 7: تابع گسترش نقطه­ای برای ارسال یک پرتو(SLT) . سکتور 90 و وزن مستطیلی در ارسال و دریافت استفاده شده است.

در شکل (8) سکتور 60 و به دو بخش 30 تقسیم شده است. که این بخش ها در شکل با خطوط قرمز مشخص شده است. 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 به­کار 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 (9) مانند شکل (8) 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 (10) از وزن Hamming در دریافت استفاده شده و برهم­نهی دریافت کمتر شده است. در شکل (11) وزن Hamming در ارسال و دریافت به­کار برده شده و هم برهم­نهی ارسال و هم دریافت کمتر شده است.

در شکل (12) در هر بار ارسال 3 پرتو همزمان (3MLT) فرستاده شده است. سکتور90 و به سه بخش تقسیم شده و فاصله بین پرتوها 30 است. در ارسال و دریافت وزن Hamming به کار گرفته شده است.



شکل 8: تابع گسترش نقطه­ای برای ارسال همزمان دو پرتو(2MLT) . زاویه بین پرتوها 30 و وزن مستطیلی در ارسال و دریافت به­کار گرفته شده است.



شکل 9: 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 10: تابع گسترش نقطه­ای برای ارسال همزمان دو پرتو(2MLT) . زاویه بین پرتوها 30 و وزن مستطیلی در ارسال و وزن hamming در دریافت به­کار گرفته شده است.

شکل 11: تابع گسترش نقطه­ای برای ارسال همزمان دو پرتو(2MLT) . زاویه بین پرتوها 30 و وزن hamming در ارسال و دریافت به­کار گرفته شده است.

 شکل 12: تابع گسترش نقطه­ای برای ارسال همزمان سه پرتو(3MLT) . زاویه بین پرتوها 30 درجه و وزن hamming در ارسال و دریافت استفاده شده است.

# نتیجه­گیری

با ارسال همزمان چند پرتو در جهت های مختلف، تعداد دفعات ارسال و دریافت کاهش پیدا کرده و نرخ فریم بیشتر می­شود. این افزایش برای تصویربرداری در کاربردهایی که به سرعت 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 برهم­نهی را کاهش داد. و تصویری با بالا بردن نرخ فریم، بدون کاهش قابل توجه در کیفت 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 نهی ها 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 techinques 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. Dhooge, "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.

[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.

1. Real Time [↑](#footnote-ref-1)
2. Frame Rate [↑](#footnote-ref-2)
3. Multi-Line Acquisition [↑](#footnote-ref-3)
4. Broadened [↑](#footnote-ref-4)
5. Plane Wave [↑](#footnote-ref-5)
6. Diverging wave [↑](#footnote-ref-6)
7. Spatial Compounding [↑](#footnote-ref-7)
8. Multi-Line Transmit [↑](#footnote-ref-8)
9. Cross-Talk Artifacts [↑](#footnote-ref-9)
10. Singel-Line Transmit [↑](#footnote-ref-10)
11. Chirp [↑](#footnote-ref-11)
12. Transmit Cross-Talk [↑](#footnote-ref-12)
13. Side Lobe [↑](#footnote-ref-13)
14. Maine Lobe [↑](#footnote-ref-14)
15. Receive Cross-Talk [↑](#footnote-ref-15)
16. MLT beam opening angle [↑](#footnote-ref-16)
17. Pitch [↑](#footnote-ref-17)
18. Kerf [↑](#footnote-ref-18)
19. Dynamic Focusing [↑](#footnote-ref-19)
20. Rectangular [↑](#footnote-ref-20)
21. Window [↑](#footnote-ref-21)
22. Azimuthal [↑](#footnote-ref-22)