پیاده‌سازی بلادرنگ شکل‌دهی پرتو وفقی در تصویربرداری فراصدای پزشکی با استفاده از پردازش موازی به کمک واحدهای پردازنده ترسیمی (جی‌پی‌یو)

یاسر فتحی*، علی محلوجی‌فر، بابک محمدزاده اصل

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

چکیده

استفاده از شکل‌دهی پرتوی وفقی در تصویربرداری فراصدای پزشکی، می‌تواند کیفیت تصاویر را به میزان قابل توجهی بهبود بخشد. این بهبود کیفیت تصاویر، در برابر محاسبات بیشتر به دست آمده است که این مسأله پیاده‌سازی بلادرنگ این فنّ تصویربرداری را با مشکل مواجه نموده است. طی سال‌های اخیر شاهد تحول بزرگی در حوزه محاسبات و پردازش سریع با استفاده از پردازنده‌های ترسیمی (گرافیکی) بوده‌ایم. در این پژوهش با پیاده‌سازی الگوریتم شکل‌دهی پرتوی وفقی با استفاده از پردازش موازی به کمک جی‌پی‌یو تصویری با قدرت تفکیک بسیار خوب در ازای صرف زمان و هزینه بسیار مناسب به دست آمده است.

کلید واژه‌ها: پردازش موازی با استفاده از جی‌پی‌یو، تصویربرداری فراصدایی پزشکی، شکل‌دهی پرتو وفقی

۱. مقدمه

تصویربرداری فراصدایی (اولتراساوند)[1]، یکی از پرکاربردترین سامانه‌های تصویربرداری در حوزه پزشکی است [۱]. از مهم‌ترین دلایل آن، هزینه کم، کم خطر بودن و قابلیت تصویربرداری بلادرنگ است. یکی از مراحل مهم در سامانه تصویربرداری فراصدایی، مرحله شکل‌دهی پرتو است. در این روش، علائم (سیگنال‌های) دریافتی اغلب با استفاده از شکل‌دهنده پرتو مستقل از ورودی تأخیر و حاصل جمع[2] مورد پردازش قرار می‌گیرند. در این روش، خروجی آرایه به صورت مجموع وزن‌دار نمونه‌های تأخیریافته علائم (سیگنال‌های) دریافتی ساخته می‌شود. این روش ساده و پیاده‌سازی آن آسان می‌باشد، ولی اهداف تداخلی، که خارج از راستای هدف اصلی قرار دارند، با کاهش قدرت تفکیک و کنتراست[3] تصویر، کیفیت آن را به شدت خراب می‌کنند و باعث ماتشدگی و از بین رفتن مرزهای واضح بین بافت‌ها می‌شوند. طی دهه گذشته و در حوزه رادار و سونار مسأله حذف اثرات علائم (سیگنال‌های) تداخلی منجر به ظهور شکل‌دهی پرتو وفقی شد [۲]. کاربرد موفق این فنّ در مخابرات، محققان حوزه تصویربرداری فراصدایی را به استفاده از این روش در کاربردهای پزشکی ترغیب نمود. طی یک دهه گذشته تحقیقات بسیاری در این زمینه صورت گرفت و مشخص شد که با در نظر گرفتن شرایط خاص تصویربرداری پزشکی و اعمال محدودیت‌های خاص آن، استفاده از روش شکل‌دهی پرتو وفقی در تصویربرداری فراصدایی می‌تواند موجب بهبود کیفیت تصاویر گردد [۳-۹].

با وجود کیفیت بسیار بهتری که تصاویر به دست آمده از شکل‌دهنده‌های پرتوی وفقی در مقایسه با شکل‌دهنده‌های پرتو تأخیر و حاصل جمع از خود نشان می‌دهند، اما هم‌چنان شاهد استفاده از شکل‌دهنده‌های پرتو تأخیر و حاصل جمع در سامانه‌های تصویربرداری فراصدایی هستیم. دلیل اصلی این امر به پیچیدگی محاسباتی بالای شکل‌دهنده‌های پرتو وفقی برمی‌گردد. این پیچیدگی محاسباتی زمان بیش‌تری برای انجام محاسبات می‌طلبد و این خود مانع از تحقق قابلیت بلادرنگ بودن تصاویر فراصدایی می‌گردد. طی سال‌های اخیر

* نویسنده پاسخگو: y.fathi@modares.ac.ir

[1] Ultrasound
[2] DAS; Delay and Sum
[3] Contrast

[Downloaded from joasi.ir on 2026-01-29]

[DOR: 20.1001.1.23455748.1392.1.1.7.3]

تلاش‌هایی برای ارائه الگوریتم‌هایی با پیچیدگی محاسباتی کم‌تر صورت گرفته است [۱۰-۱۲]. اما با توجه به اینکه اغلب این الگوریتم‌ها از تقریب‌هایی در محاسبات استفاده می‌کنند، دقت الگوریتم اصلی را ندارند.

از طرفی طی سال‌های اخیر پیدایش واحدهای پردازنده ترسیمی (جی‌پی‌یو)[1] تحول بزرگی در حوزه محاسبات و پردازش سریع به وجود آورده است. گزارش‌های بسیاری از به‌کارگیری موفق این پردازنده‌ها در تسریع الگوریتم‌هایی که قابلیت موازی‌سازی دارند، منتشر شده است [۱۳-۱۶]. به طوری‌که در حال حاضر یکی از زمینه‌های تحقیقاتی فعال در علوم مختلفی که نیازمند به پردازش سریع هستند و قابلیت موازی شدن در الگوریتم‌های مورد استفاده آن‌ها وجود دارد، استفاده از پردازنده‌های ترسیمی (گرافیکی) با معماری کودا (سی‌یودی‌اِی)[2] است. یکی از زمینه‌هایی که قابلیت بسیاری برای موازی‌سازی دارد، حوزه تصویربرداری است. به دنبال اولین گزارش‌های منتشر شده از نتایج مثبت حاصل شده از به‌کارگیری پردازنده‌های ترسیمی در بازسازی تصاویر بازآوایش (تشدید - رزنانس) مغناطیسی [۱۶]، استفاده از این پردازنده‌ها در حوزه تصویربرداری به شدت گسترش یافت. محققان حوزه تصویربرداری فراصدایی نیز طی سال‌های اخیر به استفاده از پردازنده‌های ترسیمی (گرافیکی) روی آوردند و نتایج با ارزشی نیز به دست آورده‌اند [۱۷-۲۳]. در مطالعه‌ای [۱۷] از جی‌پی‌یو برای پیاده‌سازی واحد پردازش علامت (سیگنال) تصویربرداری داپلر رنگی استفاده شده است. هم‌چنین در مطالعه دیگر [۲۰] در تصویربرداری حرارتی با استفاده از امواج فراصدا و در بازسازی تصاویر سه بعدی فراصدایی از جی‌پی‌یو برای تسریع در زمان پیاده‌سازی استفاده شده است. در سال ۲۰۱۱ [۲۴]، سامانه تصویربرداری بر مبنای جی‌پی‌یو ارائه شد که در آن با محاسبه جابجایی ناشی از فشار امواج فراصدایی، ویژگی بافت را استخراج می‌کردند. در سال ۲۰۱۱ [۲۳]، شکل‌دهنده پرتو بر مبنای جی‌پی‌یو پیشنهاد شد. شکل‌دهنده پرتو آن‌ها با هدف پیاده‌سازی الگوریتم‌های شکل‌دهی پرتو موج صفحه‌ای و روزنه‌های مصنوعی، که حجم محاسباتی بالایی دارند، طراحی شد. هدف هر دو الگوریتم به دست آوردن تصویری با قدرت تفکیک بالا با استفاده از تعدادی تصویر با قدرت تفکیک پایین، بوده است. محققین نیز فنّ شکل‌دهی پرتو در تصویربرداری فراصدایی با روش روزنه‌های مصنوعی با دو دریافت‌کننده را به کمک جی‌پی‌یو پیاده‌سازی نموده و چند ده برابر زمان پیاده‌سازی را نسبت به پیاده‌سازی با استفاده از سی‌پی‌یو[3] کاهش دادند [۲۱].

در ادامه، این مقاله مروری بر روابط حاکم بر شکل‌دهی پرتو وفقی در تصویربرداری فراصدایی پزشکی خواهد داشت. پس از بررسی ساختار پردازنده ترسیمی (گرافیکی) و شیوه برنامه نویسی آن، الگوریتم شکل‌دهی پرتو وفقی روی جی‌پی‌یو الگو می‌شود. سپس نتایج حاصل از شبیه‌سازی بررسی و نتیجه‌گیری می‌شود.

۲. مواد و روش‌ها

۲-۱. شکل‌دهی پرتو وفقی در تصویربرداری فراصدایی پزشکی

یک آرایه M عنصری (المانی) با فواصل عنصری یکسان و تعدادی هدف نقطه‌ای روشن، شامل هدف اصلی و اهداف تداخلی، در میدان نزدیک آرایه در نظر گرفته شده است. خروجی شکل‌دهنده پرتو توسط رابطه ۱ بدست می‌آید:

$$y(k) = w^H(k)x_d(k) = \sum_{i=1}^{M} w_i(k)x_i(k-\Delta_i) \quad (۱)$$

که در آن k شاخص (اندیس) زمان، $x_d(k)$ تأخیر یافته بردار مختلط مشاهدات آرایه، $w(k)$ بردار وزن شکل‌دهنده پرتو و Δ_i تأخیر زمانی اعمال‌شده به عنصر آی -اُم برای تمرکز روی یک نقطه خاص از تصویر را نشان می‌دهند. بردار مشاهدات در زمان k، از رابطه ۲ بدست می‌آید:

$$x(k) = s(k) + i(k) + n(k) \quad (۲)$$

[1] GPU; Graphical Processing Unit
[2] CUDA; Compute Unified Device Architecture
[3] CPU; Central Processing Unit

[Downloaded from joasi.ir on 2026-01-29]
[DOR: 20.1001.1.23455748.1392.1.1.7.3]

$$= s(k)a + i(k) + n(k)$$

که در آن $s(k)$، $i(k)$ و $n(k)$ به ترتیب علامت (سیگنال) دلخواه، علائم (سیگنال‌های) تداخلی و نوفه (نویز)[1] را نشان می‌دهند. در اینجا، $s(k)$ شکل موج علامت (سیگنال) اصلی و a بردار جهت‌دهی مربوط به علامت دلخواه هستند. هدف از طراحی شکل‌دهنده پرتو، اعمال وزن‌های بهینه به علامت‌های دریافتی توسط آرایه به منظور تخمین هر چه دقیق‌تر شکل موج علامت دلخواه است. به عبارت دیگر، شکل‌دهنده پرتوی آرمانی (ایده‌آل)، شکل‌دهنده پرتویی است که خروجی آن برابر با علامت دلخواه باشد در حالی‌که تمام علائم تداخلی حذف شده باشند.

بردار وزن بهینه از بیشینه کردن نسبت توان علامت به توان تداخل (اِس‌آی‌اِن‌آر[2]) به علاوه نوفه در خروجی آرایه بدست می‌آید. بیشینه کردن اِس‌آی‌اِن‌آر خروجی آرایه متناسب است با کمینه کردن توان تداخل به علاوه نوفه در خروجی آرایه به شرطی که توان پاسخ در راستای علامت اصلی در خروجی آرایه تضعیف نشود.

$$\min w^H R_{i+n} w \; subject\ to\ w^H a = ۱ \qquad (۳)$$

با حل مسأله بهینه‌سازی رابطه ۳، بردار وزن بهینه شکل‌دهنده پرتوی اِم‌وی[3] حاصل می‌شود:

$$W_{MV} = \frac{R_{i+n}^{-۱} a}{a^H R_{i+n}^{-۱} a} \qquad (۴)$$

با ضرب بردار وزن در بردار تأخیریافته مشاهدات، $x_d(k)$، مقدار نهایی خروجی شکل‌دهنده پرتو محاسبه می‌شود.

در عمل ماتریس همبستگی تداخل به علاوه نوفه (نویز)، R_{i+n} در دسترس نیست و با استفاده از نمونه‌هایی که در اختیار داریم تخمینی از این ماتریس را جایگزین می‌کنیم:

$$\hat{R} = \frac{۱}{N}\sum_{n=۱}^{N} x(n)x^H(n) \qquad (۵)$$

در کاربرد پزشکی به‌دلیل محدودیت‌هایی که وجود دارد، نحوه محاسبه ماتریس همبستگی تغییر می‌کند. مثلاً به دلیل همبستگی میان علائم دریافتی که می‌تواند منجر به پدیده حذف علامت اصلی شود، از میانگین‌گیری مکانی استفاده می‌گردد. به این ترتیب که آرایه، به تعدادی زیرآرایه با طول برابر (L) تقسیم می‌شود و ماتریس همبستگی هر یک از زیرآرایه‌ها را محاسبه نموده و میانگین آن‌ها جایگزین ماتریس همبستگی نهایی می‌گردد. هم‌چنین به دلیل حساسیت الگوریتم شکل‌دهی پرتو وفقی به خطای بردار جهت‌دهی، از بارگذاری قطری استفاده می‌شود. بدین معنی که ماتریس R[n] با ماتریس R[n]+εI جایگزین شده، به طوری که:

$$\varepsilon = \Delta . tr\{\hat{R}(t)\} \qquad (۶)$$

هم‌چنین به دلیل ویژگی تپ - پژواک (پالس - اکو)[4] بودن سامانه تصویربرداری فراصدا که موجب می‌شود، نمونه‌های کم‌تری برای تخمین ماتریس همبستگی در اختیار باشد، از میانگین‌گیری زمانی استفاده خواهد شد. در نهایت رابطه ۵ به رابطه ۷ تغییر می‌کند:

$$\hat{R}[n] = \frac{۱}{(۲k+۱)(M-L+۱)}\sum_{K=-K}^{K}\sum_{l=۰}^{M-L} \bar{X}_l[n-k]\bar{X}_l[n-k]^H \qquad (۷)$$

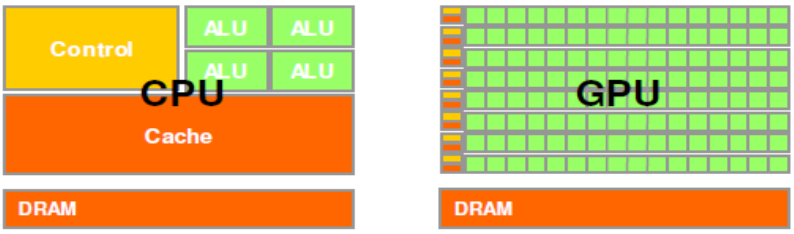
۲-۲. پردازنده‌های ترسیمی (گرافیکی) با معماری کودا

شکل ۱ معماری دو پردازنده ترسیمی (جی‌پی‌یو) و پردازنده مرکزی (سی‌پی‌یو) را نشان می‌دهد. دلیل تفاوت توان پردازشی دو پردازنده در این شکل نهفته است. همان‌طور که در شکل مشخص است، پردازنده ترسیمی (گرافیکی) از تعداد هسته‌های پردازشی بیش‌تری تشکیل شده در حالی که پردازنده‌های مرکزی از واحد کنترلی قوی‌تری بهره‌مند هستند به طوری که امکان انجام عملیات بسیار پیچیده را فراهم می‌کند. در شرایطی که برای انجام عملیات سبک ولی با تعداد زیاد که بتوان آن را به شکل موازی نیز درآورد، پردازنده‌های ترسیمی (گرافیکی) گزینه بسیار مناسب‌تری هستند.

از اواخر سال ۲۰۰۷، شرکت اِن‌وی‌آی‌دی‌آی‌اِی[5] با

[1] Noise
[2] SINR; Signal to Interference plus Noise Ratio
[3] MV; Minimum Variance
[4] Pulse-Echo
[5] NVIDIA

[Downloaded from joasi.ir on 2026-01-29]
[DOR: 20.1001.1.23455748.1392.1.1.7.3]



شکل ۱ تفاوت اساسی میان معماری سی‌پی‌یو و جی‌پی‌یو [۲۵].

شکل ۲ شیوه برنامه‌نویسی کودا [۲۵]

ارائه معماری جدید پردازنده‌های ترسیمی (گرافیکی) و شیوه برنامه‌نویسی کودا امکان استفاده از توان پردازشی این پردازنده‌ها را برای کاربران فراهم نمود [۲۵]. شیوه برنامه‌نویسی کودا به شکلی است که امکان برنامه‌نویسی روی هر دو پردازنده (سی‌پی‌یو و جی‌پی‌یو) را به کاربر می‌دهد. به این ترتیب که بخش سریال برنامه روی سی‌پی‌یو اجرا می‌شود تا دسترسی به بخشی از برنامه که قابلیت موازی‌سازی دارد، فراهم گردد. سپس برنامه به جی‌پی‌یو منتقل می‌شود. در جی‌پی‌یو برنامه به تعدادی بلوک[1] تقسیم می‌شود. در هر بلوک تعدادی رشته (تِرد)[2] تولید می‌گردد که هر رشته بخش کوچکی از کل برنامه را به شکل مستقل از سایر بخش‌ها انجام می‌دهد. هر بلوک و هر رشته شماره شناسه مخصوص دارد. پس از اجرای عملیات به شکل موازی روی جی‌پی‌یو، برنامه به سی‌پی‌یو انتقال داده می‌شود و به مسیر خود ادامه می‌دهد (شکل ۲).

[1] Block
[2] Thread

۲-۳. روش پیاده‌سازی

سامانه پیشنهادی برای پیاده‌سازی شکل‌دهی پرتو وفقی (شکل ۳)، از دو پردازنده سی‌پی‌یو و جی‌پی‌یو تشکیل شده است. البته بار محاسباتی کار و پیاده‌سازی شکل‌دهی پرتو به طور کامل روی جی‌پی‌یو انجام می‌شود. از سی‌پی‌یو هم برای نمایش تصویر نهایی و تولید داده به منظور شبیه‌سازی استفاده می‌شود که در کاربرد واقعی بخش اخذ داده سامانه تصویربرداری این وظیفه را بر عهده دارد.

در این پیاده‌سازی از روش روزنه‌های مصنوعی برای جمع‌آوری داده‌ها استفاده شد. به این ترتیب که تمامی عنصرهای (المان‌های) آرایه هم در نقش فرستنده و هم در نقش گیرنده مورد استفاده قرار گرفتند. به این ترتیب که عنصرها (المان‌ها) به نوبت موج را به محیط ارسال می‌کنند و موج بازگشتی را تمام عنصرها دریافت می‌کنند، یعنی تعداد عنصرهای ارسالی با تعداد عنصرهای دریافتی برابر است. سپس با اعمال تأخیرهای مناسب به خروجی‌های هر کانال،

[Downloaded from joasi.ir on 2026-01-29]
[DOR: 20.1001.1.23455748.1392.1.1.7.3]

داده‌ها با قدرت تفکیک بالا حاصل می‌شوند. در مرحله بعدی با استفاده از داده‌های بدست آمده، ماتریس همبستگی برای هر نقطه از تصویر تشکیل می‌گردد. برای تشکیل ماتریس همبستگی از میانگین‌گیری مکانی استفاده می‌شود. سپس با استفاده از الگوریتم حذف گوس - جردن، معکوس ماتریس همبستگی را محاسبه نموده و طبق رابطه ۴ وزن‌های اِموی متناسب با هر نقطه محاسبه می‌گردد. در ادامه بردار وزن در بردار داده با قدرت تفکیک بالای هر نقطه ضرب شده، مقادیر نهایی بدست می‌آید.

شکل ۳ مراحل پیاده‌سازی الگوریتم. در پیاده‌سازی روی جی‌پی‌یو مراحل شکل‌دهی پرتو (بلوک‌های سمت راست) روی جی‌پی‌یو پیاده‌سازی شدند.

برای موازی‌سازی برنامه روی جی‌پی‌یو، الگوریتم شکل‌دهی پرتو اِموی به پنج هسته تقسیم می‌گردد. به عبارتی پنج قسمت که بتوان برنامه را به شکل موازی اجرا کرد. یعنی عملیات یکسان روی داده‌های مختلف انجام می‌شود (اِس‌آی‌اِم‌دی[1]). این پنج هسته عبارتند از: محاسبه تأخیر، محاسبه داده با قدرت تفکیک بالا، تشکیل ماتریس همبستگی، محاسبه معکوس ماتریس همبستگی و در نهایت مرحله محاسبه بردار وزن و مقدار نهایی خروجی. در هر هسته محاسباتی، برنامه روی جی‌پی‌یو به تعدادی بلوک تقسیم شد و در هر بلوک نیز تعدادی رشته تولید شد تا عملیات موازی‌سازی انجام شود. این مراحل برای هر خط از تصویر به ترتیب انجام شد. در تمامی قسمت‌ها به تعداد نقاط یک خط از تصویر، بلوک تولید گردید. تفاوت بین مراحل مختلف در تفاوت بین تعداد رشته‌های تولید شده در هر بلوک و نیز عملیات انجام‌شده در هر رشته است. در ادامه این بخش به توضیح چگونگی موازی‌سازی هر قسمت خواهیم پرداخت.

در بخش محاسبه تأخیر، قسمت مهم محاسبات مربوط به محاسبه فاصله هر نقطه از تصویر با هر عنصر (المان) از آرایه است. نکته‌ای که در موازی‌سازی این قسمت استفاده می‌شود، این است که می‌توان فاصله نقطه تا هر عنصر را به طور مستقل از سایر عنصرها محاسبه کرد. در هر بلوک، به تعداد عنصرهای آرایه، رشته تعریف می‌شود. هر رشته فاصله بین نقطه مورد نظر تا یک عنصر را محاسبه می‌کند. به این ترتیب فاصله تمام نقاط خط با تمام عنصرها را می‌توان به شکل موازی روی جی‌پی‌یو محاسبه نمود.

در هسته محاسبه داده با قدرت تفکیک بالا با استفاده از تأخیر محاسبه شده در قسمت قبل، نمونه‌های متناسب هر نقطه از تصویر در خروجی هر کانال مشخص می‌شود و داده با قدرت تفکیک بالا با اعمال تأخیر مناسب روی موج‌های دریافتی استخراج می‌گردد. در این مرحله می‌توان داده‌های با قدرت تفکیک بالا را برای هر کانال به صورت مستقل از سایر کانال‌ها محاسبه نمود. به این ترتیب باز هم به تعداد عنصرها، رشته تولید می‌شود.

مرحله بعدی مرحله تشکیل ماتریس همبستگی است. تفاوت مهم این هسته با سایر هسته‌ها در این است که در این مرحله با محاسبات ماتریسی سروکار داریم لذا می‌توان حجم بیشتری موازی‌سازی انجام داد. به عبارتی دیگر میزان موازی‌سازی در مرحله دوم که مرحله تولید رشته است با توان دوم طول ماتریس رابطه مستقیم دارد. طول ماتریس هم معمولاً کسری از طول آرایه است. بنابراین میزان موازی‌سازی مرحله دوم در این هسته کسری از توان دوم میزان

[1] SIMD; Single Instruction Multiple Data

[Downloaded from joasi.ir on 2026-01-29]
[DOR: 20.1001.1.23455748.1392.1.1.7.3]

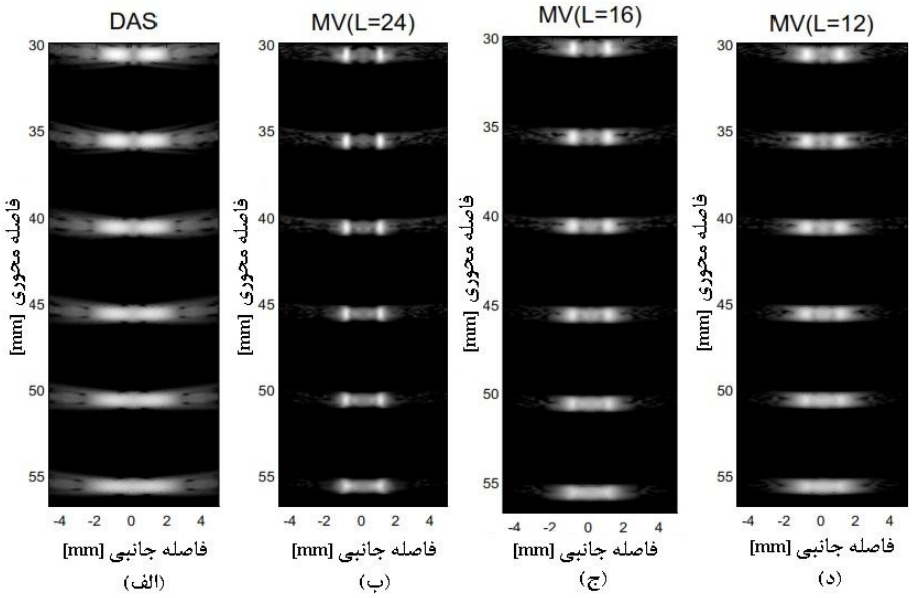
موازی‌سازی در هسته‌های قبلی است.
بعد از محاسبه ماتریس همبستگی باید معکوس آن محاسبه گردد. برای محاسبه معکوس ماتریس از روش حذف گوس - جردن استفاده می‌گردد. در این روش برخلاف هسته تولید ماتریس همبستگی، امکان محاسبه تمامی درایه‌های ماتریس به طور هم‌زمان میسر نیست. این روش به گونه‌ای است که باید سطرها به ترتیب محاسبه شوند. بنابراین دیگر نمی‌توان آن میزان موازی‌سازی که در هسته تولید ماتریس همبستگی وجود دارد را در این قسمت نیز داشته باشیم. البته می‌توان در هر سطر عملیات را برای هر درایه آن سطر به طور مستقل انجام داد. بنابراین پس از آن که به تعداد نقطه‌های هر خط، بلوک تولید شد، در هر بلوک نیز به تعداد طول ماتریس، رشته تولید می‌شود.
هسته محاسباتی پایانی از دو بخش تشکیل شده است: بخش اول محاسبه بردار وزن و بخش دوم ضرب بردار وزن در بردار داده‌های قدرت تفکیک بالا است. هر دو بخش را می‌توان، همانند تمام هسته‌های قبلی، برای هر نقطه به طور مستقل از سایر نقاط محاسبه کرد. برای محاسبه بردار وزن می‌توان برای هر درایه از آن یک رشته تعریف کرد که در این رشته مقادیر هر سطر از ماتریس معکوس با هم جمع می‌شوند. به همین ترتیب در مرحله ضرب بردار وزن در بردار داده قدرت تفکیک بالا، وظیفه ضرب هر درایه از بردار وزن در هر درایه از بردار داده، بر عهده یک رشته قرار می‌گیرد. لازم به یادآوری است که طول بردار وزن برابر با طول بردار داده‌های قدرت تفکیک بالا است که همان طول زیرآرایه می‌باشد.
سخت‌افزار مورد استفاده در این پیاده‌سازی تشکیل شده از سی‌پی‌یو اینتل[1] ۲٫۸ گیگاهرتز، چهار هسته‌ای که البته در پردازش تنها یک هسته آن را مورد استفاده قرار می‌گیرد. هم‌چنین از پردازنده ترسیمی (گرافیکی) جی‌فورس جی‌تی‌ایکس ۵۷۰[2] استفاده می‌شود. از محیط نرم‌افزاری ویژوآل اِستدیو ۲۰۰۸[3] برای نوشتن برنامه همراه با نرم‌افزار سی‌یودی‌اِی تول‌کیت ۴٫۱[4] استفاده گردید.

۳. نتایج

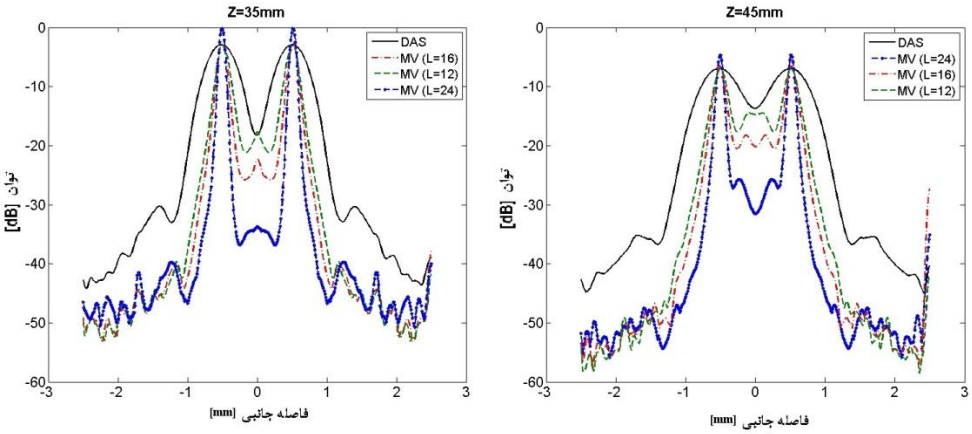
در پیاده‌سازی اولیه از نرم‌افزار شبیه‌ساز فراصدای فیلد۲[5] [۲۶] برای طراحی یک آرایه ۴۸ عنصری خطی به طول ۹٫۲ میلی‌متر با بسامد مرکزی ۳٫۵ مگاهرتز و بسامد نمونه‌برداری ۱۰۰ مگاهرتز استفاده شده است. برای بررسی قدرت تفکیک شکل‌دهنده‌های پرتو، یک فانتوم اهداف نقطه‌ای شامل اهداف دوتایی از عمق ۳۰ میلی‌متر تا ۵۵ میلی‌متر شبیه‌سازی شده است. شکل ۴ نتایج حاصل از شبیه‌سازی فانتوم را با استفاده از شکل‌دهنده پرتو تأخیر و حاصل جمع و نیز شکل‌دهنده‌های پرتو اِم‌وی با طول زیرآرایه‌های مختلف برای میانگین‌گیری مکانی نشان می‌دهد.
همان‌طور که در شکل ۴ نیز مشخص است، شکل‌دهنده‌های پرتوی اِم‌وی اهداف نقطه‌ای را به مراتب بهتر از شکل‌دهنده دی‌اِی‌اِس جدا کرده‌اند. هم‌چنین هر چه طول زیرآرایه جهت میانگین‌گیری بیش‌تر باشد، نقاط بهتر جدا می‌شوند. به عبارتی دیگر با کم‌تر شدن طول زیرآرایه، شکل‌دهنده پرتوی اِم‌وی به شکل‌دهنده پرتوی دی‌اِی‌اِس نزدیک می‌شود. در واقع مقداری از دقت را در ازای پایداری بیش‌تر از دست می‌دهد.
برای مقایسه میان قدرت تفکیک شکل‌دهنده‌های پرتوی پیاده‌سازی‌شده، الگوی پرتو شکل‌دهنده‌های پرتوی شکل ۴ در شکل ۵ رسم شده‌است. همان‌طور که در الگوی پرتو شکل‌دهنده‌های پرتو مشخص است، لوب‌های کناری در شکل‌دهنده‌های پرتو وفقی سطح پایین‌تری نسبت به شکل‌دهنده پرتو تأخیر و حاصل جمع دارند. هم‌چنین پهنای لوب اصلی در شکل‌دهنده‌های پرتو وفقی باریک‌تر از شکل دهنده تأخیر و حاصل جمع است. به طور خلاصه شکل‌دهنده پرتوی وفقی در تفکیک دو هدف مجاور هم بهتر عمل می‌کند. هم‌چنین با کاهش طول زیرآرایه، سطح

[1] CPU Intel
[2] Geforce Gtx 570
[3] Visual Studio 2008
[4] CUDA toolkit 4.1
[5] Field II

[Downloaded from joasi.ir on 2026-01-29]
[DOR: 20.1001.1.23455748.1392.1.1.7.3]



شکل ۴ فانتوم اهداف نقطه‌ای از عمق ۳۰ میلی‌متر تا ۵۵ میلی‌متر. طول آرایه: ۴۸ عنصری (۹٫۲ میلی‌متر)، از سمت راست: شکل‌دهنده‌های پرتو وفقی با طول زیرآرایه: ۱۲-، ۱۶- و ۲۴- عنصری و شکل دهنده پرتو تأخیر و حاصل جمع.



شکل ۵ الگوی پرتو شکل‌دهنده‌های پرتو وفقی با طول زیرآرایه ۲۴-، ۱۶- و ۱۲- عنصری و شکل‌دهنده پرتو تأخیر و حاصل جمع در دو عمق ۳۵ (سمت راست) و ۴۵ (سمت چپ) میلی‌متر.

لوب‌های کناری و پهنای لوب اصلی به شکل‌دهنده تأخیر و حاصل جمع نزدیک می‌شود.

یکی از اهداف اصلی انجام این پیاده‌سازی، تسریع زمان پیاده‌سازی جی‌پی‌یو نسبت به سی‌پی‌یو است. در جدول ۱ نتایج زمانی پیاده‌سازی الگوریتم‌های شکل‌دهی پرتو وفقی و تأخیر و حاصل جمع در شبیه‌سازی‌های بالا نشان داده شده است.

نکته قابل توجه در این جدول تسریع نزدیک به ۷۰ برابری برای شکل‌دهنده‌های پرتوی وفقی است. هر چه طول زیرآرایه بیش‌تر باشد، این تسریع نیز بیش‌تر است، زیرا با زیاد شدن طول زیرآرایه، اندازه ماتریس همبستگی زیاد شده و حجم بیش‌تری از محاسبات موازی می‌شود. شکل‌دهنده پرتوی تأخیر و حاصل جمع را نیز می‌توان شکل‌دهنده پرتوی وفقی با طول زیرآرایه یک فرض نمود که کم‌ترین تسریع را دارد. قابل ذکر است که تصویر از ۴۵ خط و ۳۵۰۰ نقطه در هر خط تشکیل شده است. حجم داده‌های پردازشی نیز برابر است با ۲۳۰۴ موج (۴۸ عنصر ارسالی × ۴۸ عنصر دریافتی) که هر یک شامل ۳۵۰۰ نمونه می‌باشد، یعنی در مجموع بیش از ۸ میلیون نمونه

[Downloaded from joasi.ir on 2026-01-29]
[DOR: 20.1001.1.23455748.1392.1.1.7.3]

مجله انجمن مهندسی صوتیات ایران/جلد ۱/شماره ۱/ پاییز و زمستان ۱۳۹۲

جدول ۱ نتایج زمانی پیاده‌سازی شکل‌دهنده پرتو وفقی روی سی‌پی‌یو و جی‌پی‌یو با طول زیرآرایه ۲۴-، ۱۶- و ۱۲- عنصری (المانی).

روش شکل‌دهی پرتو	زمان جی‌پی‌یو (میلی ثانیه)	زمان سی‌پی‌یو (ثانیه)	نسبت افزایش سرعت
تأخیر و حاصل جمع	۳۲۰	۱۵٫۶	۴۸
کمینه واریانس (طول زیرآرایه=۲۴)	۲۴۶۶	۱۶۸٫۲	۶۸
کمینه واریانس (طول زیرآرایه=۱۶)	۱۱۶۰	۷۷٫۶	۶۶
کمینه واریانس (طول زیرآرایه=۱۲)	۷۸۲	۵۰	۶۳

تحت پردازش قرار گرفته‌اند.

نمودار شکل ۶ تفاوت بین سهم قسمت‌های مختلف الگوریتم شکل‌دهی پرتو وفقی استفاده شده در این پیاده‌سازی را در زمان پیاده‌سازی روی سی‌پی‌یو و جی‌پی‌یو نشان می‌دهد. بهبود بسیار خوب حاصل‌شده در قسمت تولید ماتریس همبستگی موجب شده تا در پیاده‌سازی روی جی‌پی‌یو این قسمت سهم بسیار کمی (حتی کم‌تر از هسته محاسبه داده با قدرت تفکیک بالا) داشته باشد. با نگاهی ساده به این نمودارها می‌توان پی برد که برای رسیدن به زمان‌های بهتر باید روی قسمت محاسبه معکوس ماتریس تمرکز بیش‌تری کرد. یکی از راه‌های کاهش محاسبات این قسمت استفاده از ماتریس توپلیتز[1] [۲۷] است. با استفاده از این ماتریس حجم محاسبات مربوط به معکوس ماتریس، برای ماتریسی به طول L از $O(L^3)$ به $O(L^2)$ کاهش می‌یابد.

هدف از پیاده‌سازی شکل‌دهی پرتو وفقی روی پردازنده ترسیمی (گرافیکی) حصول تصویری با قدرت تفکیک بسیار خوب در ازای صرف زمان کم است. در این مطالعه، طول زیرآرایه تأثیر بسزایی در قدرت تفکیک تصویر حاصل از الگوریتم شکل‌دهی پرتو وفقی دارد. هم‌چنین طول زیرآرایه تعیین‌کننده ابعاد ماتریس و در نتیجه تعیین‌کننده حجم محاسبات از لحظه تشکیل ماتریس همبستگی است. همان‌طور که در نمودار ملاحظه شد، حجم اصلی محاسبات نیز مربوط به محاسبه معکوس ماتریس است. بنابراین انتظار می‌رود تا با تغییرات L، مصالحه‌ای میان قدرت تفکیک تصویر و زمان پیاده‌سازی برقرار گردد.

برای بررسی این موضوع، قدرت تفکیک و زمان پیاده‌سازی برای تصویری با ابعاد مشخص و تحت تغییرات طول آرایه و زیرآرایه مورد محاسبه قرار گرفت. تصویر تحت پردازش از ۵۰ خط و ۹۰۰ نقطه در هر خط تشکیل شده است. از طول آرایه‌های ۳۲-، ۶۴- و ۹۶- عنصری استفاده شد. هم‌چنین طول زیرآرایه‌ها ۸-، ۱۶-، ۲۴- و۳۲- عنصری در نظر گرفته شد. به این ترتیب ۱۰ حالت مختلف مورد بررسی قرار گرفت که نتایج در نمودار شکل ۷ نشان داده شده‌اند. بررسی‌های قدرت تفکیک در عمق ۴۰ میلی‌متر انجام شده‌اند.

معکوس قدرت تفکیک در نمودار نشان داده شده تا نمودار با طول بلندتر به معنای قدرت تفکیک بهتر باشد. در عوض مقدار واقعی قدرت تفکیک به میلی‌متر بالای هر ستون نوشته شده. برای محاسبه قدرت تفکیک پهنای الگوی پرتو شکل‌دهنده را در 6db پایین‌تر از بیشترین مقدار دامنه اندازه‌گیری کردیم. در این نمودارها نسبت تعداد عنصرها به طول زیرآرایه با N/L نشان داده شده است.

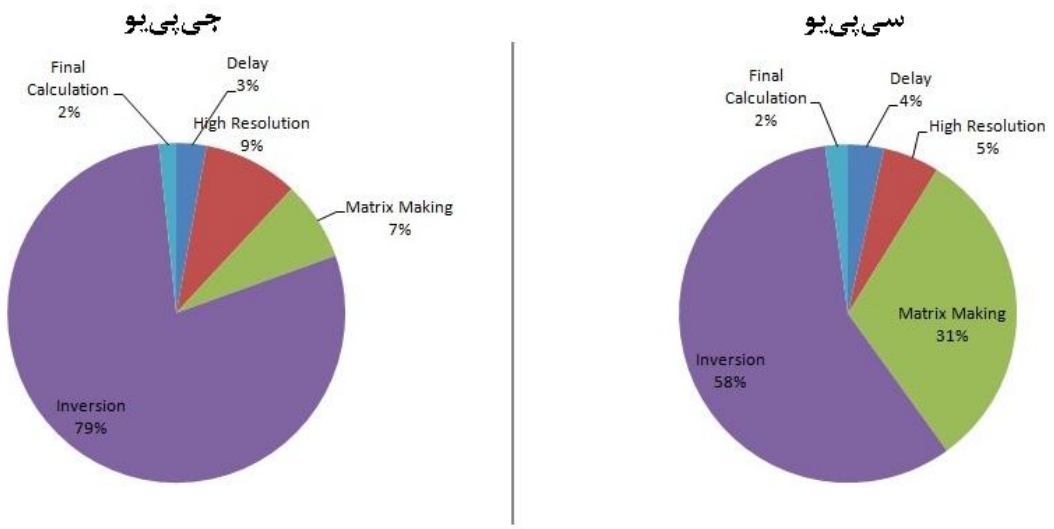
همان‌طور که در دو نمودار شکل ۶ و شکل ۷ قابل مشاهده است، میان قدرت تفکیک جانبی تصویر و تعداد قاب (فریم)[2] در ثانیه برای طول آرایه و زیرآرایه‌های مختلف مصالحه وجود دارد. مثلاً در هر دو عمق برای طول آرایه ۳۲ و زیرآرایه ۸ بیشترین قاب (فریم) و پایین‌ترین قدرت تفکیک را داریم. در عمق ۴۰ میلی‌متر برای طول آرایه ۶۴ و زیرآرایه ۱۶ هم‌زمان پیاده‌سازی و هم قدرت تفکیک خوب و قابل قبولی داریم. هم‌چنین در موارد ۶۴٫۲۴ و ۹۶٫۱۶ نه تنها قدرت تفکیک خوب و قابل قبولی داریم بلکه بیشتر از یک قاب (فریم) در ثانیه می‌توانیم داشته

[1] Toeplitz

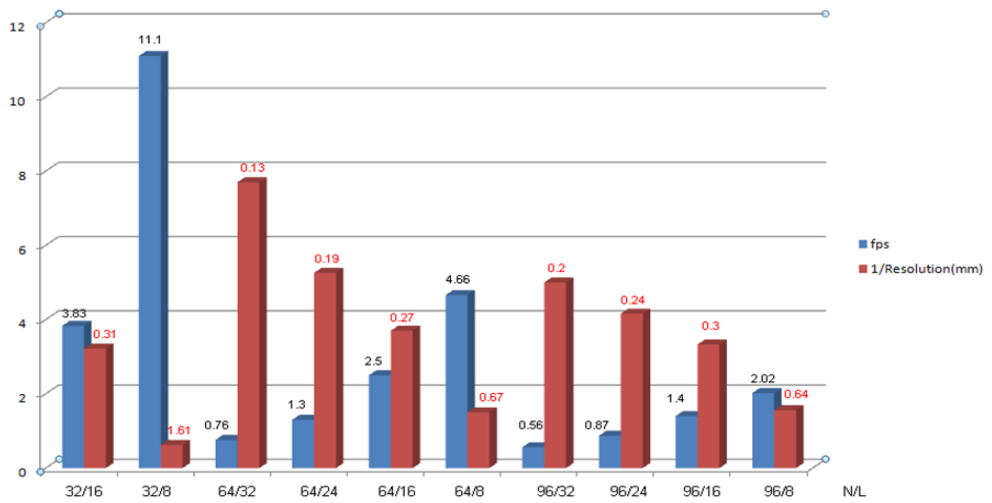
[2] Frame

[Downloaded from joasi.ir on 2026-01-29]

[DOR: 20.1001.1.23455748.1392.1.1.7.3]



شکل ۶ نمودار سهم هر هسته در زمان انجام محاسبات روی سی‌پی‌یو و جی‌پی‌یو.



شکل ۷ مصالحه میان قدرت تفکیک جانبی و تعداد قاب (فریم) در ثانیه برای عمق ۴۰ میلی‌متر. ستون آبی معرف آهنگ قاب (فریم) و ستون قرمز قدرت تفکیک جانبی تصویر را نشان می‌دهند.

باشیم که در مقایسه با سایر حالت‌ها در مجموع انتخاب‌های بهتری هستند.

۴. نتیجه‌گیری

در این مقاله چگونگی پیاده‌سازی شکل‌دهی پرتو وفقی با استفاده از پردازش موازی به کمک جی‌پی‌یو شرح داده شد. نتایج شبیه‌سازی‌ها از دو جنبه بررسی شدند. ابتدا بهبود قدرت تفکیک جانبی در شکل‌دهنده‌های پرتو وفقی نسبت به شکل‌دهنده‌های تأخیری و حاصل جمع مورد ارزیابی قرار گرفت. نتایج نشان دادند که پردازش موازی روی جی‌پی‌یو نسبت به پردازشی که پیش از آن روی سی‌پی‌یو اعمال می‌شد، حدود ۷۰ برابر افزایش سرعت دارد. بررسی‌ها نشان دادند که بیش‌ترین سهم در محاسبات مربوط به محاسبه ماتریس معکوس است. پیشنهاد می‌شود برای رسیدن به زمان‌های بهتر، توجه بیشتری بر کاهش زمان پردازش شود و از روش‌های کاهش پیچیدگی محاسباتی در محاسبه معکوس ماتریس استفاده گردد.

۵. مراجع

[1] T. Szabo, "Diagnostic ultrasound imaging: Inside

[Downloaded from joasi.ir on 2026-01-29]
[DOR: 20.1001.1.23455748.1392.1.1.7.3]

out," Academic Press, vol. 1, p. 20-26, 2004.

[2] B.D. Van Veen, K.M. Buckley, "Beamforming: A versatile approach to spatial filtering," ASSP Magazine, IEEE, vol. 5, p. 4-24, 1988.

[3] B.M. Asl, A. Mahloojifar, "Minimum variance beamforming combined with adaptive coherence weighting applied to medical ultrasound imaging," IEEE Transactions on Ultrasonics Ferroelectrics and Frequency Control, vol. 56, p. 1923-1931, 2009.

[4] B.M. Asl, A. Mahloojifar, "Eigenspace-based minimum variance beamforming applied to medical ultrasound imaging," IEEE Transactions on Ultrasonics Ferroelectrics and Frequency Control, vol. 57, p. 2381-2390, 2010.

[5] B.M. Asl, A. Mahloojifar, "Contrast enhancement and robustness improvement of adaptive ultrasound imaging using forward-backward minimum variance beamforming," IEEE Transactions on Ultrasonics Ferroelectrics and Frequency Control, vol. 58, p. 858-867, 2011.

[6] I.K. Holfort, F. Gran, J.A. Jensen, "Broadband minimum variance beamforming for ultrasound imaging," IEEE Transactions on Ultrasonics Ferroelectrics and Frequency Control, vol. 56, p. 314-325, 2009.

[7] J.F. Synnevag, A. Austeng, S. Holm, "Adaptive beamforming applied to medical ultrasound imaging," IEEE Transactions on Ultrasonics Ferroelectrics and Frequency Control, vol. 54, p. 1606-1613, 2007.

[8] F. Vignon, M.R. Burcher, "Capon beamforming in medical ultrasound imaging with focused beams," IEEE Transactions on Ultrasonics Ferroelectrics and Frequency Control, vol. 55, p. 619-628, 2008.

[9] Z. Wang, M.R. Burcher, "Time-delay and time-reversal-based robust capon beamformers for ultrasound imaging," IEEE Transactions on Medical Imaging, vol. 24, p. 1308-1322, 2005.

[10] B. Asl, A. Mahloojifar, "A low-complexity adaptive beamformer for ultrasound imaging using structured covariance matrix," IEEE Transactions on Ultrasonics Ferroelectrics and Frequency Control, vol. 59, p. 660, 2012.

[11] C.I.C. Nilsen, I. Hafizovic, "Beamspace adaptive beamforming for ultrasound imaging," IEEE Transactions on Ultrasonics Ferroelectrics and Frequency Control, vol. 56, p. 2187-2197, 2009.

[12] J.F. Synnevåg, A. Austeng, S. Holm, "A low-complexity data-dependent beamformer," IEEE Transactions on Ultrasonics Ferroelectrics and Frequency Control, vol. 58, p. 281-289, 2011.

[13] J. Nickolls, W.J. Dally, "The GPU computing era," IEEE Micro Magazine, vol. 30, p. 56-69, 2010.

[14] H. Scherl, B. Keck, M. Kowarschik, J. Hornegger, "Fast GPU-based CT reconstruction using the common unified device architecture (CUDA)," IEEE Nuclear Science Symposium Conference Record, p. 4464-4466, 2007.

[15] S.S. Stone et al, "Accelerating advanced MRI reconstructions on GPUs," Journal of Parallel and Distributed Computing, vol. 68, p. 1307-1318, 2008.

[16] L. Chang, K.H. Hsu, P.C. Li, "Graphics processing unit-based high-frame-rate color doppler ultrasound processing," IEEE Transactions on Ultrasonics Ferroelectrics and Frequency Control, vol. 56, p. 1856-1860, 2009.

[17] Y. Dai et al, "Real-time visualized freehand 3D ultrasound reconstruction based on GPU," IEEE transactions on information technology in biomedicine, vol. 14, p. 1338-1345, 2010.

[18] S.U. Gjerald, R. Brekken, T. Hergum, J. D'hoog, "Real-time ultrasound simulation using the GPU," IEEE Transactions on Ultrasonics Ferroelectrics and Frequency Control, vol. 59, p. 885-892, 2012.

[19] D. Liu, E.S. Ebbini, "Real-time 2-D temperature imaging using ultrasound," IEEE Trans Biomed Eng, vol. 57, p. 12-16, 2010.

[20] C.J. Martin-Arguedas et al, "An ultrasonic imaging system based on a new SAFT approach and a GPU beamformer," IEEE Transactions on Ultrasonics Ferroelectrics and Frequency Control, vol. 59, p. 1402-1412, 2012.

[21] F. Palhano Xavier De Fontes, G.A. Barroso, P. Coupe, "Real time ultrasound image denoising," Journal of Real-Time Image Processing, vol. 6, p. 15-22, 2011.

[22] B. Yiu, I.K. Tsang, A.C. Yu, "GPU-based beamformer: Fast realization of plane wave compounding and synthetic aperture imaging," IEEE Transactions on Ultrasonics Ferroelectrics and Frequency Control, vol. 58, p. 1698-1705, 2011.

[23] S. Rosenzweig, M. Palmeri, K. Nightingale, "GPU-based real-time small displacement estimation with ultrasound," IEEE Transactions on Ultrasonics Ferroelectrics and Frequency Control, vol. 58, p. 399-405, 2011.

[24] D.B. Kirk, W.H. Wen-mei, "Programming massively parallel processors: A hands on approach," Morgan Kaufmann, 2010.

[25] J.A. Jensen, "Field: A program for simulating ultrasound systems," Medical and Biological Engineering and Computing, vol. 34, p. 351-352, 1996.

[26] G.H. Golub, C.F. Van Loan, "Matrix computations," Johns Hopkins University, Press, Baltimore, MD, USA, 1996.

[Downloaded from joasi.ir on 2026-01-29]

[DOR: 20.1001.1.23455748.1392.1.1.7.3]

Journal of Acoustical Engineering Society of Iran, Vol. 1, No. 1, 2013

Real-time implementation of adaptive beam-forming in medical ultrasound imaging by means of GPU-parallel processing

Y. Fathi*, A. Mahloojifar, B. Mohammadzadeh Asl

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

Abstract

The use of adaptive beam-forming in medical ultrasound imaging considerably improves the quality of the obtained image. However, this quality improvement comes at a cost of more complex calculations which makes the real-time implementation of this image processing algorithm rather difficult. In recent years, with the use of Graphical Processing Units (GPUs), we have witnessed a great deal of improvement in the field of fast computing and processing. In this research, by implementing the adaptive beam-former algorithm, using the GPU-aided parallel processing, a high quality image has been achieved at an affordable time and cost.

Keywords: Medical ultrasound imaging, Adaptive beam-forming, Parallel processing using GPU

pp. 51-60 (In Persian)

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

[Downloaded from joasi.ir on 2026-01-29]

[DOR: 20.1001.1.23455748.1392.1.1.7.3]