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

چکیدہ

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 فن 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)'، یکے از یر کاربردترین سامانه های تصویربرداری در حوزه پزشکی است [۱]. از مهمترین دلایـل آن، هزینـه کـم، 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 شکل دهنده پرتو مستقل از ورودی تأخیر و حاصل جمع مورد پردازش قرار می گیرند. در این روش، خروجی آرایه به صورت مجموع وزندار نمونههاى تأخيريافته علائم (سیگنال های) 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 کنتراست⁷ تصویر، کیفیت آن را به شدت خراب می کنند و باعث ماتشدگی و از بین رفتن مرزهای واضح بین بافت ها می شوند. طی دهـ ه گذشتـه و در حـوزه رادار و سونـار مسـأله حذف

Downloaded from joasi.ir on 2025-05-24]

اثرات علائم (سیگنالهای) تداخلی منجر به ظهور شکلدهی پرتو وفقی شد [۲]. کاربرد موفق این فن 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 می دهند، اما هم چنان 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 برمی گردد. این پیچیدگی محاسباتی زمان بیش تری برای انجام محاسبات می طلبد و این خود مانع از تحقق قابلیت بلادرنگ

^{*} نويسنده پاسخگو: y.fathi@modares.ac.ir

¹ Ultrasound

² DAS; Delay and Sum ³ Contrast

تلاش هایی برای ارائه الگوریتم هایی با پیچیدگی محاسباتی کمتر صورت گرفته است [۱۰–۱۲]. اما با توجه به اینکه اغلب این الگوریتمها از تقریبهایی در محاسبات استفاده مي كنند، دقت الگوريتم اصلي را ندار ند.

از طرفی طے سال ہای اخیے پیدایش واحد ہای پردازنده ترسیمی (جیپییو) ^۱ تحول بزرگی در حوزه محاسبات و پردازش سريع به وجود آورده است. گزارش های بسیاری از به کارگیری موفق این يردازندهها در تسريع الگوريتمهايي كه قابليت موازی سازی دارند، منتشر شده است [۱۳–۱۶]. به طوری که در حال حاضر یکی از زمینه های تحقیقاتی فعال در علوم مختلفی که نیازمند به پردازش سریع هستند و قابلیت موازی شدن در الگوریتمهای مورد استفاده آن ها وجود دارد، استفاده از پردازنده های ترسیمی (گرافیکی) با معماری کـودا (ســیـودیای) ^۲ است. یکی از زمینـههـایی کـه قابلیـت بسـیاری بـرای موازیسازی دارد، حوزه تصویربرداری است. به دنبال اولین گزارش های منتشر شده از نتایج مثبت حاصل شده از به کار گیری 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 سال های اخیر به استفاده از یردازندههای ترسیمی (گرافیکی) روی آوردند و نتایج با ارزشی نیز به دست آوردهاند [۱۷–۲۳]. در مطالعهای [۱۷] از جی پی بو برای پیادهسازی واحد پردازش علامت (سیگنال) تصویربرداری دایلر رنگے استفادہ شده است. همچنین در مطالعه دیگر [۲۰] در تصویربرداری حرارتی با استفاده از امواج فراصدا و در بازسازی تصاویر سه بعدی فراصدایی از جی پییو 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 ناشـی از فشـار امواج فراصدایی، ویژگی بافت را استخراج می کردند. در

سال ۲۰۱۱ [۲۳]، شکلدهنده پرتو بر مبنای جیپییو پیشنهاد شد. شکلدهنده پرتو آنها با هدف يبادهسازى الگوريتم هاى شكل دهى يرتو موج صفحهاى و روزنه های مصنوعی، که حجم محاسباتی بالایی دارند، طراحی شد. هـدف هـر دو الگوریتم بـه دست آوردن تصویری با قدرت تفکیک بالا با استفادہ از تعدادی تصویر با قدرت تفکیک پایین، بوده است. محققین نیز فن شکلدهی پرتو در تصویربرداری فراصدایی با روش روزنههای مصنوعی با دو دریافت کننده را به کمک جی پی یو پیاده سازی نموده و چند ده برابر زمان پیادهسازی را نسبت به پیادهسازی با استفاده از سی یی یو^۳ کاهش دادند [۲۱].

در ادامه، این مقاله مروری بر روابط حاکم بر شـکلدهـی پرتـو وفقـی در تصـویربرداری فراصـدایی پزشکی خواهد داشت. پس از بررسی ساختار پردازنده ترسيمي (گرافيكي) و شيوه برنامه نويسي آن، الگوريتم شکلدهی پرتو وفقی روی جے ہے ہو الگو مے شود. سپس نتایج حاصل از شبیهسازی بررسی و نتیجهگیری می شود.

۲. مواد و روشها ۲-۱. شــکلدهــی پرتـو وفقـی در تصـویربرداری 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 می آید: $y(k) = w^{H}(k)x_{d}(k) = \sum_{i=1}^{M} w_{i}(k)x_{i}(k - \Delta_{i})$ (1) 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 رابطـه ۲ بدست مي آيد: x(k) = s(k) + i(k) + n(k)(٢)

³ CPU; Central Processing Unit

¹GPU; Graphical Processing Unit ²CUDA; Compute Unified Device Architecture

s(k)a + i(k) + n(k) S(k)a + i(k) + n(k) S(k) در آن (s(k), s(k)) و (k) بـــ ترتیــب علامــت (سیگنال) دلخواه، علائم (سیگنالهای) تداخلی و نوفـه (نویز)¹ را نشان میدهند. در اینجـا، (k) شکل موج علامت (سیگنال) اصلی و a بردار جهتدهی مربوط به علامت دلخواه هستند. هدف از طراحـی شکلدهنـده پرتو، اعمال وزنهای بهینه بـه علامـتهـای دریـافتی پرتو، اعمال وزنهای بهینه بـه علامـتهـای دریـافتی موج علامت دلخواه است. به عبارت دیگر، شکلدهنـده موج علامت دلخواه است. به عبارت دیگر، شکلدهنـده موج یامانی (ایدهآل)، شکلدهنده پرتویی اسـت کـه خروجی آن برابر با علامت دلخـواه باشـد در حـالی کـه تمام علائم تداخلی حذف شده باشند.

بردار وزن بهینه از بیشینه کردن نسبت توان علامت به توان تداخل (اِسآیانِآر^۲) به علاوه نوفه در خروجی آرایه بدست میآید. بیشینه کردن اِسآیانِآر 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 $w^H a = 1$ (۳) با حل مسأله بهینهسازی رابطـه ۲، بـردار وزن بهینـه شکلدهنده پرتوی اِموی^۲ حاصل میشود:

$$W_{MV} = \frac{R_{i+n}^{-1}a}{a^{H}R_{i+n}^{-1}a}$$
(*)

با ضرب بـردار وزن در بـردار تـأخیریافتـه مشـاهدات، (*x*_a(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:

$$\widehat{R} = \frac{1}{N} \sum_{n=1}^{N} x(n) x^{H}(n)$$
 (**b**)

در کاربرد پزشکی بهدلیل محدودیت هایی که وجود دارد، نحوه محاسبه ماتریس همبستگی تغییر میکند. مثلاً به دلیل همبستگی میان علائم دریافتی که

می تواند منجر به پدیده حذف علامت اصلی شود، از میانگین گیری مکانی استفاده می گردد. 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 می گردد. همچنین به دلیل حساسیت الگوریتم شکل دهی پرتو وفقی به خطای بردار جهتدهی، از بارگذاری قطری استفاده می شود. بدین معنی که ماتریس [n] ۲ با ماتریس اع+[n]

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

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

$$\hat{R}[n] = \frac{1}{(\tau k + 1)(M - L + 1)} \sum_{K=-K}^{K} \sum_{l=1}^{M-L} \bar{X}_{l} [n - k] \bar{X}_{l} [n - k]^{H} \qquad (\mathbf{V})$$

۲-۲. پردازنده های ترسیمی (گرافیکی) با معماری کودا

شکل ۱ معماری دو پردازنده ترسیمی (جیپییو) و پردازنده مرکزی (سیپیو) را نشان میدهد. دلیل تفاوت توان پردازشی دو پردازنده در این شکل نهفته است. همان طور که در شکل مشخص است، پردازنده ترسیمی (گرافیکی) از تعداد هستههای پردازندهای بیش تری تشکیل شده در حالی که پردازندههای مرکزی از واحد کنترلی قوی تری بهرهمند هستند به طوری که امکان انجام عملیات بسیار پیچیده را فراهم می کند. 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 مناسب تری هستند.

⁴ Pulse-Echo

5 NVIDIA

¹ Noise

 ² SINR; Signal to Interference plus Noise Ratio
 ³ MV; Minimum Variance



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]. شیوہ برنامہنویسے کودا ہے شکلی است کہ امکان برنامەنویسی روی هر دو پردازنده (سے پے پو و جی یی یو) را به کاربر می دهد. به این ترتیب که بخش سریال برنامه روی سی پی و اجرا می شود تا دسترسی به بخشی از برنامه که قابلیت موازیسازی دارد، فراهم گردد. سپس برنامه به جیپییو منتقل میشود. در جې يې يو برنامه به تعدادي بلوک (تقسيم مے شود. در هر بلوک تعدادی رشته (تِرد) کتولید می گردد که هر رشته بخش کوچکی از کل برنامه را به شکل مستقل از سایر بخشها انجام میدهد. هر بلوک و هـر رشـته شماره شناسه مخصوص دارد. یس از اجرای عملیات به شکل موازی روی جیپییو، برنامه به سیپییو انتقال داده می شود و به مسیر خود ادامه می دهد (شكل ٢).

۲–۳. روش پیادەسازى

سامانه پیشنهادی برای پیادهسازی شکلدهی پرتو وفقی (شکل ۳)، از دو پردازنده سیپییو و جیپییو تشکیل شده است. البت ه 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

در این پیادهسازی از روش روزنه های مصنوعی برای جمع آوری داده ها استفاده شد. به این ترتیب که تمامی عنصرهای (المان های) آرایه هم در نقش فرستنده و هم در نقش گیرنده مورد استفاده قرار گرفتند. به این ترتیب که عنصرها (المان ها) 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 خروجی های هر کانال،

¹ Block ² Thread

داده ها با قدرت تفکیک بالا حاصل می شوند. در مرحله بعدی با استفاده از داده های بدست آمده، ماتریس همبستگی برای هر نقطه از تصویر تشکیل می گردد. برای تشکیل ماتریس همبستگی از میانگین گیری مکانی استفاده می شود. سپس با استفاده از الگوریتم حذف گوس – جردن، معکوس ماتریس همبستگی را محاسبه نموده و طبق رابطه ۴ وزن های اِموی متناسب با هر نقطه محاسبه می گردد. در ادامه بردار وزن در بردار داده با قدرت تفکیک بالای هر نقطه ضرب شده، مقادیر نهایی بدست می آید.



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

برای موازی سازی برنامه روی جی پی یو، الگوریتم شکل دهی پرتو [موی به پنج هسته تقسیم می گردد. به عبارتی پنج قسمت که بتوان برنامه را به شکل موازی اجرا کرد. یعنی عملیات یکسان روی دادههای مختلف انجام می شود (اِس آی[مدی⁽⁾). 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 جی پی یو به تعدادی بلوک تقسیم شد و در هر بلوک نیز تعدادی رشته تولید شد تا عملیات

موازی سازی انجام شود. این مراحل برای هر خط از تصویر به ترتیب انجام شد. در تمامی قسمت ها به تعداد نقاط یک خط از تصویر، بلوک تولید گردید. تفاوت بین مراحل مختلف در تفاوت بین تعداد رشته های تولید شده در هر بلوک و نیز عملیات انجام شده در هر رشته است. در ادامه این بخش به توضیح چگونگی موازی سازی 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 جیپی محاسبه نمود.

در هسته محاسبه داده با قدرت تفکیک بالا با استفاده از تأخیر محاسبه داده با قدرت تفکیک بالا با استفاده متناسب هر نقط و از تصویر در خروجی هر کانال مشخص میشود و داده با قدرت تفکیک بالا با اعمال تاخیر مناسب روی موجهای دریافتی استخراج می گردد. در این مرحله می توان دادههای با قدرت تفکیک بالا را برای هر کانال به صورت مستقل از سایر کانال ها محاسبه نمود. به این ترتیب باز هم به تعداد عنصرها، رشته تولید می شود.

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 میران

¹ SIMD; Single Instruction Multiple Data

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 می گردد. در این روش برخلاف هسته توليد ماتريس همبستكي، امكان محاسبه تمامی درایه های ماتریس به طور همزمان میسر نیست. این روش به گونهای است که باید سطرها به ترتیب محاسبه شوند. بنابراین دیگر نمی توان آن میزان موازی سازی که در هسته تولید ماتریس همبستگی وجود دارد را در این قسمت نیز داشته باشیم. البته مے توان در هر سطر عملیات را برای هر درایه آن سطر به طور مستقل انجام داد. بنابراین پس از آن که به تعداد نقط مهای 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. هـر دو بخش را می توان، همانند تمام هستههای قبلی، برای هر نقطه به طور مستقل از سایر نقاط محاسبه کرد. برای محاسبه بردار وزن می توان برای هر درایه از آن یک رشته تعریف کرد که در این رشته مقادیر هر سطر از ماتریس معکوس با هم جمع می شوند. به همین ترتیب در مرحله ضرب بردار وزن در بردار داده قدرت تفکیک بالا، وظیفه ضرب هر درایه از بردار وزن در هـر درایه از بردار داده، بر عهده یک رشته قرار می گیرد. لازم به یادآوری است که طول بردار وزن برابر با طول بردار دادههای قدرت تفکیک بالا است که همان طـول زيرآرايه مي باشد.

سختافزار مورد استفاده در این پیادهسازی تشکیل شده از سیپییو اینتل^۱ ۲٫۸ گیگاهرتز، چهار هستهای کـه البتـه در پـردازش تنهـا يـک هسـته آن را مـورد استفاده قرار می گیرد. همچنین از پردازنده ترسیمی (گرافیکی) جیفورس جےتےایکس ۵۷۰ استفادہ میشود. از محیط نرمافـزاری ویـژوآل اسـتدیو ۲۰۰۸

¹ CPU Intel Geforce Gtx 570

برای نوشتن برنامه همراه با نرمافزار سے بودیای تول کیت ۴٫۱ استفاده گردید.

۳. نتاىج

در پیادهسازی اولیه از نرمافزار شبیهساز فراصدای فیلـد۲^۵ [۲۶] بـرای طراحـی یـک آرایـه ۴۸ عنصـری خطی به طول ۹٫۲ میلیمتر با بسامد مرکزی ۳٫۵ مگاهر تز و بسامد نمونهبرداری ۱۰۰ مگاهر تز استفاده شده است. برای بررسی قدرت تفکیک شکل دهندههای یرتو، 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 شکل دهنده پرتو تأخیر و حاصل جمع و نیز شکلدهندههای پرتو اِموی با طول زیرآرایههای مختلف برای میانگین گیری مکانی نشان میدهد.

همانطور که در شکل ۴ نیز مشخص است، شکل دهنده های پرتوی اموی اهـداف نقطـهای را بـه مراتب بهتر از شکلدهنده دیایاس جدا کردهاند. همچنین هر چه طول زیرآرایه جهت میانگین گیری بیش تر باشد، نقاط بهتر جدا می شوند. به عبارتی دیگر با کمتر شدن طول زیرآرایه، شکلدهنده پرتوی اموی به شکلدهنده پرتوی دیایاس نزدیـک مـیشـود. در واقع مقداری از دقت را در ازای پایداری بیشتر از دست می دهد.

برای مقایسه میان قـدرت تفکیـک شـکلدهنـدههـای پرتوی پیادەسازىشدە، الگوى پرتو شكلدهندەهاى یرتوی شکل ۴ در شکل ۵ رسم شدهاست. همانطور که در الگوی پرتو شکل دهندههای پرتو مشخص است، لوبهای کناری در شکلدهندههای پرتو وفقے سطح پایین تری نسبت به شکل دهنده پر تو تأخیر و حاصل جمع دارند. هـمچنـین پهنای لـوب اصـلی در شکلدهندههای پرتو وفقی باریکتر از شکل دهنده تأخير و حاصل جمع است. به طور خلاصه شکل دهنده پرتوی وفقی در تفکیک دو هدف مجاور هم بهتر عمل میکند. همچنین با کاهش طول زیرآرایه، سطح

Visual Studio 2008

⁴ CUDA toolkit 4.1

Field II



شکل ۴ فانتوم اهداف نقطه ای از عمق ۳۰ میلیمتر تا ۵۵ میلیمتر. طول آرایه: ۴۸ عنصری (۹٫۲ میلیمتر)، از سمت راست: شکل دهنده های 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 جـدول 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 می باشد، یعنی در مجموع بیش از ۸ میلیون نمونه

جدول ۱ نتایج زمانی پیادهسازی شکلدهنده پرتو وفقی روی سیپییو و جیپییو با طول زیرآرایه ۲۴-، ۱۶- و ۱۲- عنصری (المانی).				
نسبت افزايش سرعت	زمان سىپىيو (ثانيە)	زمان جىپىيو (مىلى ثانيە)	روش شکلدهی پرتو	
۴۸	۱۵٫۶	۳۲۰	تأخير و حاصل جمع	
۶۸	١۶٨,٢	7488	کمینه واریانس (طول زیرآرایه=۲۴)	
66	Y۷٫۶	118.	کمینه واریانس (طول زیرآرایه=۱۶)	
۶۳	۵۰	۷۸۲	كمينه واريانس (طول زيرآرايه=١٢)	

شماره ۱/ پاییز و زمستان ۱۳۹۲	صوتيات ايران /جلد ١/	مجله انجمن مهندسی
------------------------------	----------------------	-------------------

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 حاصل شده 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 روی قسمت محاسبه معکوس ماتریس تمرکز بیش تری میتوان پی برد که برای رسیدن به زمانهای بهتر باید روی قسمت محاسبه معکوس ماتریس تمرکز بیش تری استفاده از ماتریس توپلیتز ⁽ [۲۷] است. با استفاده از این ماتریس حجم محاسبات مربوط به معکوس ماتریس، برای ماتریسی به طول از (^۲)0 به (^۲)

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. همان طور که مربوط به محاسبه معکوس ماتریس است. بنابراین انتظار می رود تا با تغییرات L مصالحه ای میان قدرت تفکیک تصویر و زمان پیاده سازی برقرار گردد.

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- ۴۲۶- 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 6d پایین تر از بیشترین مقدار دامنه اندازه گیری کردیم. در این نمودارها نسبت تعداد عنصرها به طول زیرآرایه با N/L نشان داده شده است.

همان طور که در دو نمودار شکل ۶ و شکل ۷ قابل مشاهده است، میان قدرت تفکیک جانبی تصویر و تعداد قاب (فریم)^۲ در ثانیه برای طول آرایه و زیرآرایه های مختلف مصالحه وجود دارد. مثلاً در هر دو عمق برای طول آرایه ۳۲ و زیرآرایه ۸ بیشترین قاب (فریم) و پایین ترین قدرت تفکیک را داریم. در عمق ۴۰ میلی متر برای طول آرایه ۶۴ و زیرآرایه ۱۶ همزمان پیاده سازی 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 می توانیم داشته

¹ Toeplitz

² Frame



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 کـه در مقایسـه بـا سـایر حالـتهـا در مجمـوع 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 ۲۰ 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

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, "GPUbased 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.

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-
- [9] Z. Wang, M.R. Burcher, "Time-delay and timereversal-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 lowcomplexity 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,"

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