

Versal ACAP を使用した合成開口 (SA) および平面波 (PW) 超音波イメージング

Versal™ ACAP のシリコン アーキテクチャとソフトウェア ツールにより、最先端の医用超音波イメージング手法を使用して画像品質、速度、および精度を高め、複雑な診断や手術に役立てることができます。

概要

超音波診断装置には多くの利点があり、医用画像診断装置の中でも現在最も広く普及しています。低エネルギーの音波を使用するため、X 線や CT スキャンのような電離放射線による副作用の心配もありません。X 線とは異なり、超音波は動きのある軟部組織も画像化できます。超音波システムはコンパクトで持ち運びも容易です。このように超音波技術には多くの利点がありますが、これまでのアーキテクチャはスケーラビリティに限界があり、機器メーカーにとっては、より高い画質と精度を求める市場ニーズに応えることが難しくなっています。

このホワイト ペーパーでは、ザイリンクス テクノロジー上で先進のイメージング手法を使用して画質、速度、および精度を向上させる方法について説明します。ここでは、平面波 (PW) および合成開口 (SA) イメージングの 2 つのアプローチを紹介します。フレーム レートと精度を大幅に向上させるこれらの手法は、心臓壁運動、血流、心臓血管手術などの困難な診断および手術に役立てることができます。

また、ザイリンクス製品と深層学習アルゴリズムを組み合わせることによって、上記の改善がどのようにもたらされるのかについても説明します。このホワイト ペーパーは医用超音波イメージング システムの開発に携わるアーキテクトやサイエンティストを想定読者としており、ザイリンクス テクノロジーを使用した開発生産性ワークフローについても説明します。

はじめに

医療費が増大を続ける中、患者に提供するサービスの品質を落とすことなくコストを抑制することが病院や診療所、サービスプロバイダーにとって大きな課題となっています。コスト抑制の1つの方法として、コンピューティングテクノロジーの進歩を活かして臨床診断における患者のスループット向上を図るという手があります。また、放射線技師からは医用超音波やCTスキャナーなどの医用画像機器から出力される画像の大幅な品質向上も求められています。

人工知能 (AI) とそのサブセットである機械学習 (ML) の利用にも多くの潜在的な利点があり、ディープニューラルネットワークに基づく ML 実装が診断の向上や効率化に役立つことが有望視されています。最新のシリコンデバイスの演算性能は飛躍的に向上し、臨床ワークフローを合理化するアルゴリズムも進歩を遂げているため、これらを利用することで画像の品質が向上し、組織の特定と分類、および臓器セグメンテーションの改善が可能になります。

臨床診断にはいくつかの種類がありますが、医用画像診断はこうした先進のコンピューティングテクノロジーの利用に最も適しています。中でも、超音波技術は放射線を使用せず、低侵襲という特長があります。また、超音波はCTやMRIなど、ほかのモダリティよりも広く普及しており、安価、高速、小型という利点もあります。超音波画像診断の品質、精度、速度はここ何年かで長足の進歩を遂げていますが、より高速な並列コンピューティングとAIアルゴリズムを使用することにより、大幅な改善の余地があります。

このホワイトペーパーでは、医用超音波装置メーカー (OEM) 向けに、ザイリンクスのテクノロジーを使用して画像品質、速度、精度を向上させる方法について説明します。また、ザイリンクス製品と深層学習アルゴリズムを組み合わせることによって、上記の改善がどのようにもたらされるのかについても紹介します。このホワイトペーパーは医用超音波イメージングシステムの開発に携わるアーキテクトやサイエンティストを想定読者としており、開發生産性ワークフローについても説明します。

過去20年で研究、開発された医用超音波画像の取得と処理に関する革新的な手法として、合成開口 (SA) イメージングと平面波 (PW) イメージングの2つがあります。これらは、画像を1ラインずつ逐次的に取得する現在の低速な超音波イメージングとは一線を画する革新的な手法です。これらの手法は、画像化領域全体に超音波を照射し、1回の放射で完全な画像を作成します。数千 fps というフレームレートで画像を取得できるようになれば、フォーカスとペネトレーションの向上、ベクトルフローイメージング、機能的超音波イメージング、超解像イメージング、高速心臓活動イメージングおよび計測、さらに定量的計測精度の10倍の向上など、かつてないイメージングが可能になります。

これらの高速イメージング手法では、従来のイメージングの数百倍にもおよぶ処理性能が必要とされるため、これまで実装が進んでいませんでした。このホワイトペーパーで紹介するザイリンクスのプロセッシングデバイスと新しい開発環境を使用すると、これら先進のイメージング手法を簡単にリアルタイム実装できます。SA および PW イメージングを実装するためのハードウェアとしては、ザイリンクス Versal™ ACAP (Adaptive Compute Acceleration Platform) デバイス、およびワークステーションやサーバーで運用可能なザイリンクス Alveo™ データセンターアクセラレータカードが推奨されます。

SA および PW イメージング方式には、従来の逐次的な超音波イメージングに比べさまざまな利点があります [参照 1] [参照 2] [参照 3] [参照 4]。まず挙げられるのは、完全なデータセットが取得されるため、画像取得時ではなく処理時にフォーカスを合成できるという点です。このため、従来の画像が送信フォーカスにのみ最適化されていたのに対し、送信と受信の両方で動的にデータをフォーカスし、画像領域全体で最適な解像度が得られるようになります。これにより、生体内での画像品質およびペネトレーション深度が向上することが報告されています [参照 5] [参照 6]。

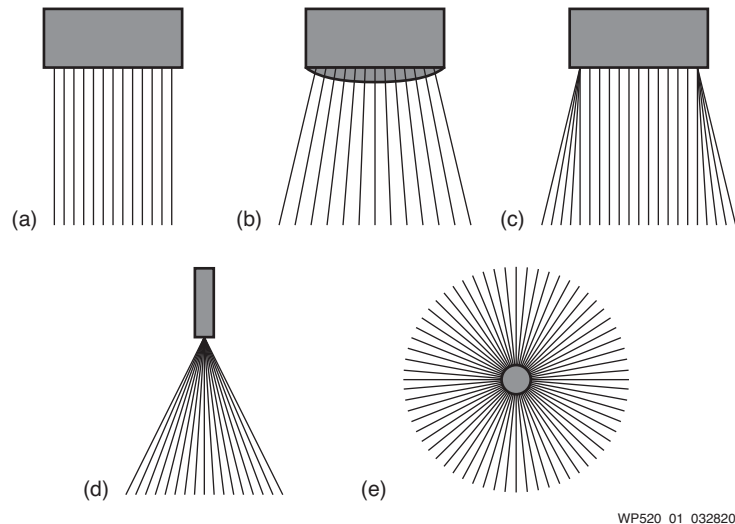
また、これらのイメージング方式では完全なデータセットが取得されるため、後ろ向き処理を使用した幅広いアプリケーションに活用できます。完全なデータを連続して取得できることは、フローイメージングにも大きな影響をもたらします。連続したデータを得ることにより、運動性の構造や血液をあらゆる方向で常時追跡できるようになります [参照 7] ~ [参照 17]。これにより、速度推定の精度が10倍向上すると共に、速度ベクトルの推定が可能になります [参照 11] ~ [参照 20]。観察時間が長くなることは、非常に低速な血流を検出できることにもつながり、脳の働きに対する機能イメージングも可能になります [参照 21] ~ [参照 23]。データのフロー感度も向上するため、より低速な血流を検出できます [参照 22]。フレームレートの向上により、組織弾性の検出やせん断波イメージングも可能になります [参照 10] [参照 22]。

このイメージングと超音波造影剤を組み合わせると微小管内の気泡の動きを追跡でき、最小10μmまでの構造物を判別可能な超高分解像度の超音波画像を得ることができます [参照 24] ~ [参照 26]。

このようにSAおよびPW超音波イメージングを使用することにより、超音波画像の解像度、コントラスト、動き推定精度が向上し、これまでにないアプリケーションへの道が開けます。こうしたアプリケーションでは膨大な量の計算を実行する必要があり、リアルタイム実装が困難でした。しかしこのホワイトペーパーで示すように、ザイリンクスのプログラマブルデバイスおよび開発プラットフォームを使用することで、こうした実装が可能になります。

超音波画像の取得パイプライン

圧電トランスデューサーを使用した超音波システムは、電気的な送信パルスを超音波パルスに変換し、電気信号からの超音波エコーパルスを受信します。このようなトランスデューサーは多くの圧電素子 (32 ~ 192 個) を内蔵しており、用途に応じてさまざまなタイプが存在します。ごく一般的な B モード フォーマットのスキャンライン配置には、(a) リニア、(b) コンベックス、(c) トラペゾイド (台形)、(d) セクター、(e) ラジアルがあります。図 1 を参照してください。



WP520_01_032820

図 1: 一般的な B モード フォーマットのスキャンライン配置

次に、各トランスデューサーの主な用途を示します。

- リニア アレイ: 体表領域および深部の臓器の画像化に使用
- コンベックスおよびトラペゾイド式: 腹部臓器および産科のスキャンに使用
- セクター式: 肋間の狭い音響窓からの心臓の画像化に使用
- ラジアル式: 血管内の診断に使用

受信したエコーの強さを輝度に関連付け (B モード)、エコーの時間を深度に関連付けることで、2 次元 (2D) 画像が形成されます。B モードでは画像の各ラインがパルス-エコーシーケンスによって生成され、これらのラインが多数集まって診断対象臓器の最終的な解剖学的断面図を生成します。特定の超音波トランスデューサーのパラメーターが与えられれば、超音波処理は一連のステップとして記述でき、選択したモダリティの機能に基づいて 1 つのパイプライン、または多数の並列パイプラインを形成してデータを処理します。

次に、パイプラインの例を挙げて説明します。

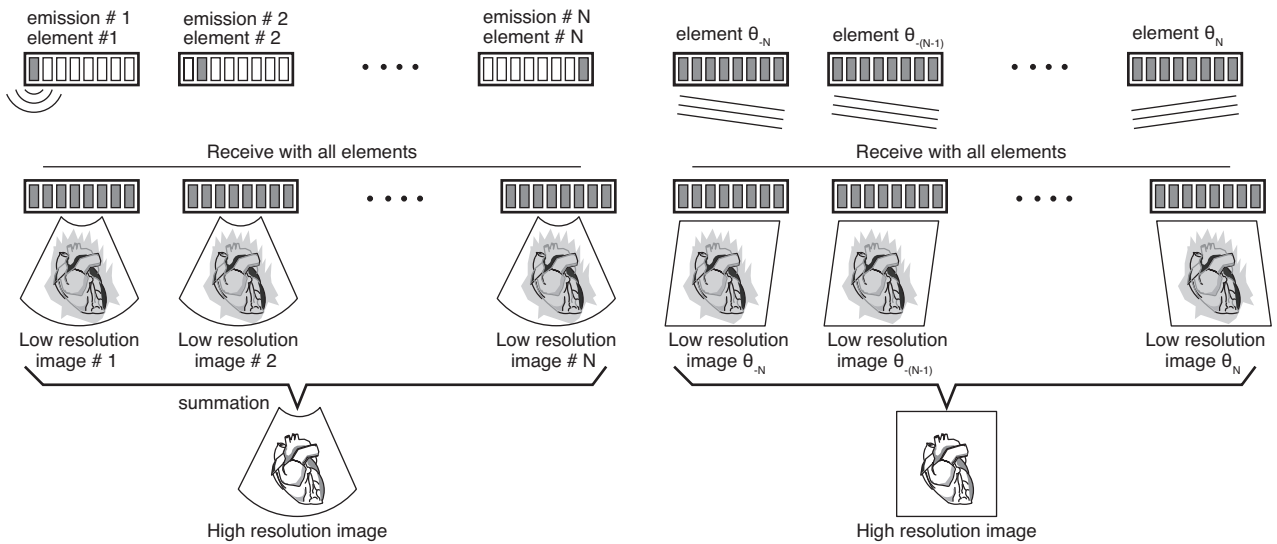
- プローブのタイプ、医療処置、および画像モダリティのタイプに基づいて特定周波数の変調超音波を生成する。
- トランスデューサーに電圧を印加して変調波を送信する。これには、トランスミッターでのビームフォーミングが含まれることがあります。
 - 選択的超音波照射。
 - 仮想超音波源の生成。
 - 特定の波面 (球面、平面など) の生成。
- 超音波が当たった臓器から反射されるエコーを受信し、トランスデューサーによって電気信号に変換する (RF データ)。
 - 近くと遠くのエコーを正規化して均一に処理できるようにする時間ゲイン補正。
- 受信した信号に対して次のデジタル信号処理を実行する。
 - 受信した信号をビームフォーミングを使用して特定の深度にフォーカス。
 - 複数の素子からのデータを使用してスキャンラインを再構築。
- 非線形 (対数) 圧縮ステージにより、エコーのダイナミックレンジを人間が知覚するダイナミックレンジにマッチングする。
- 補間により、物理寸法を表す画像を作成する。

- その他のデジタル信号処理ステージで次の処理を実行する。
 - ノイズの除去。
 - 収差の除去。
 - 干渉の軽減。
 - スキャン ライン オフセットの除去。
 - スペックルの軽減。
 - 解像度の向上。
 - 距離測定の改善。
 - エッジの鮮鋭化。
 - アーチファクトの軽減。

SA および PW イメージングの原理

従来の超音波イメージングでは、フォーカスした超音波場を放射し、組織によって散乱された信号をプローブのすべての素子で受信します。次に、画像内の点から受信素子までの幾何学的距離を使用して受信フォーカスを実行します。受信フォーカスは、深度の関数とすることで動的に最適化できます。ただし送信フォーカスは1つに限られ、画像が最適なフォーカスとなるのはこの深度のみです。

SA および PW イメージングでは、球面波または平面波を連続して放射することで画像を取得するため、この制約が緩和されます (図 2)。



WP520_02_032820

図 2: SA イメージング (左) と PW イメージング (右) の概略図

図 2 で、一番上の列では球面波または平面波を放射しています。2 番目の列に示したのは、それぞれの放射によって得られたビームフォーミング後の低解像度画像です。一番下の列は、位相の揃ったすべての低解像度画像を組み合わせて得られた高解像度画像を示しています。

受信フォーカスは従来のイメージングと同様に実行されますが、送信フォーカスはいくつかの放射からのデータを結合することによって合成します。これにより動的な送信フォーカスが可能となり、画像の深度にかかわらず最適なフォーカスを得ることができ、画像全体のコントラストと解像度が向上します。この場合、送信素子から画像化点を経て受信素子に戻るまでの幾何学的距離を計算してフォーカスを実行します。次に、受信したトランスデューサー信号からデータを選択し、サンプル値を補間した後に合計します。この合計のことを、PW イメージングでは特にコヒーレント合成とも呼びます。計算によって求められる距離は、SA イメージングと PW イメージングで同じです。送信素子から画像化点までの距離は多少変更の必要がありますが、それを除けば、どちらのイメージング方式にも同じ処理構造を適用できます。

もう一つの利点は、放射の数と画像のライン数を別々にできることにあります。従来は完全な高解像度画像を取得するには200回の放射が必要でしたが、SA および PW イメージングではこれを大幅に削減できます [参照 27] [参照 28]。一般に、フローイメージングには1～8回の放射、最適なBモード画像には10～30回の放射で済みます。このため非常に高いフレームレートが得られ、先に挙げた多くの利点をもたらされます。図3に、さまざまな放射回数の場合のコントラストと画像化深度(波長)の関係を示します。値が小さい方が、メインピーク周辺のサイドローブが小さくなるため、よいとされます。放射の数を増やすとコントラストは向上しますが、12回を超えるとほとんど改善は見られず、コントラストとフレームレートのバランスが最もよいのは12回で、それを超えるとほとんど改善は見られません。フローイメージングの場合は要求レベルが低く、フレームレートを高めることができるため、4～8回の放射で十分に良好なコントラストが得られます。

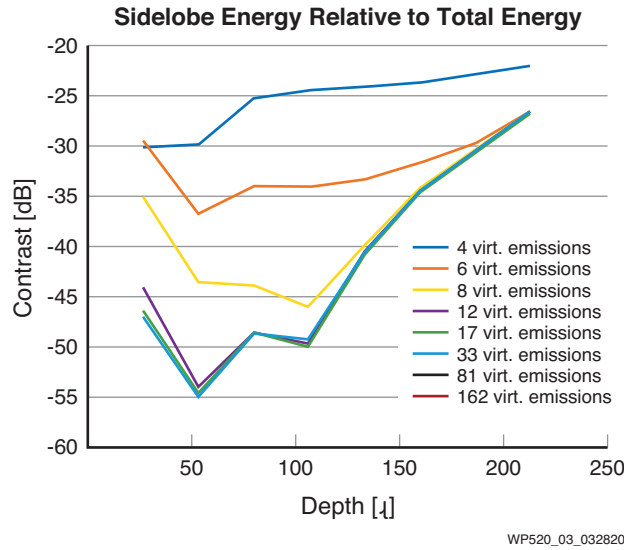


図3: 画像化のコントラストと深度(波長)の関係。
192素子のリニアアレイプローブ(λ/2ピッチ)を使用し、放射回数を変えて比較

必要な放射の回数が少ないと、目的領域全体を連続して画像化できるため、フローイメージングに理想的です。運動性の物体をあらゆる方向で常時追跡できるこの手法は、主幹動脈の血流推定や組織の動きと弾性の検出、および非常に低速な血流の検出用に開発されています。これは、連続的なデータが利用可能であること、そして画像のダイナミックレンジが広く、非常に高度なフィルターで血流と組織を分離できるため低速の血流への感度が高いことが理由です。

計算量

SA/PW システムで連続実行が必要なビームフォーミング演算回数は、次式で求めることができます。

$$N_c = kN_l N_e 4f_0$$

N_l は画像のライン数、 N_e は受信素子数、 f_0 はトランスデューサーの中心周波数を表します。リニア イメージングに対してナイキスト サンプリングを適用するため、プローブの中心周波数の 4 倍の周波数でサンプリングを実行します。係数 k は、イメージングに使用する時間の割合を示します。フレーム レートが最大の場合、 k は約 0.8 ~ 0.9 ですが、フレーム レートが低く処理要求が大きくない場合は、これよりもはるかに小さな値にできます。

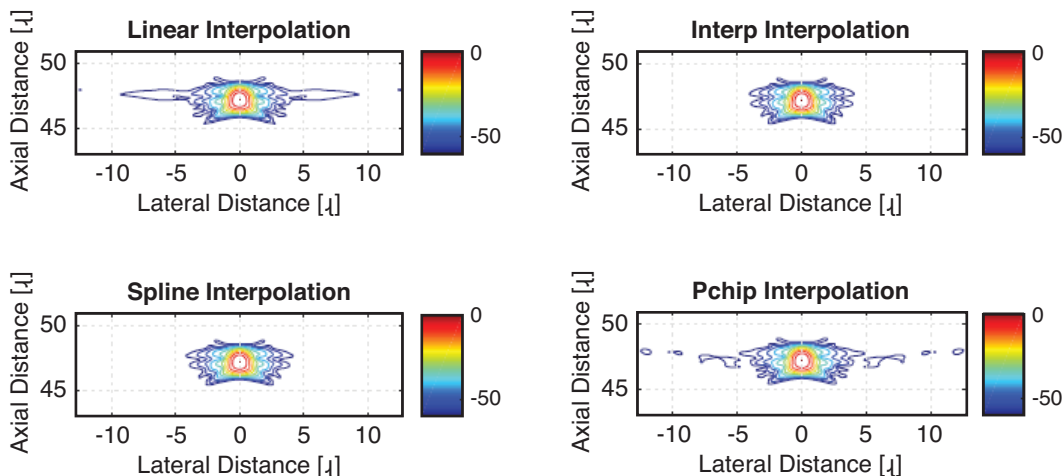
一般的な値は $N_l = 200$ 、 $N_e = 192$ 、 $k = 0.8$ 、 $f_0 = 5\text{kHz}$ で、この場合、614GOPS (Giga Operations Per Second) となります。通常、1 回のビームフォーミング処理の中には、フォーカス遅延とアボダイゼーション値を計算し、最後にサンプル値を補間して、これをトランスデューサーのほかの素子からの値と合計する処理が含まれます。これらを合計すると、1 回のビームフォーミング処理につき 30 ~ 100 回の計算が発生し、SA および PW イメージングを完全な形でリアルタイム実装するには毎秒 1 兆回ほどの計算が必要となります。1 回のパルス放射で 1 ラインを取得する従来のシステムとは異なり、これらのシステムでは 1 回のパルス放射で画像全体が再構築されるため、計算量は N_l 倍に増大します。大きな利点として、画像内のすべての点を独立して計算できるため、これらは並列処理が可能であり、FPGA に容易に実装できることが挙げられます。

処理リソースの限界により、これまで PW および SA イメージングは採用が進んでいませんでした。しかし現在は、Versal ACAP のような新しいエンベデッド プロセッシング プラットフォームの登場により、これら手法のリアルタイム実装が現実的となっています。

補間の影響

一般に、各素子はナイキスト条件に従って $\lambda/4$ のレートでサンプルされますが、これでは細かい遅延には不十分です。この不足した点を簡単に補う方法として、補間があります。本来存在しないサンプルを補うことで生じる悪影響を軽減するには、インターポレーターの品質が重要な要素となります。インターポレーターも非常に多くの計算量を必要とします。次の図では、いくつかのインターポレーターの PSF 等高線図 (-60dB レベルまでの 6dB 刻み) を比較しています。合成開口は、128 素子の 3.5MHz リニア アレイ プローブ ($\lambda/4$ サンプリング) で 128 素子すべてをエミッターとして使用した場合を Field II シミュレーターでシミュレーションしています [参照 30] [参照 31]。

図 4 に、補間の影響を示します。左上のグラフは、サンプル間にリニア補間を使用した場合の点広がり関数を示しています。右上は、サンプリング周波数を 10 倍に引き上げ、リニア補間 (*interp* 関数) を組み合わせた場合の点広がり関数です。左下はスプライン補間を使用した場合で、右下は区分的 3 次エルミート補間多項式 (*pchip*) を使用した場合を示しています。適切なサイドロープが得られるのはスプラインおよび *interp* 関数を使用した場合のみで、高品質イメージングにおける補間の重要性を示しています。



WP520_04_032820

図 4: 128 素子リニア アレイ プローブで各種補間方式を使用した場合の点広がり関数

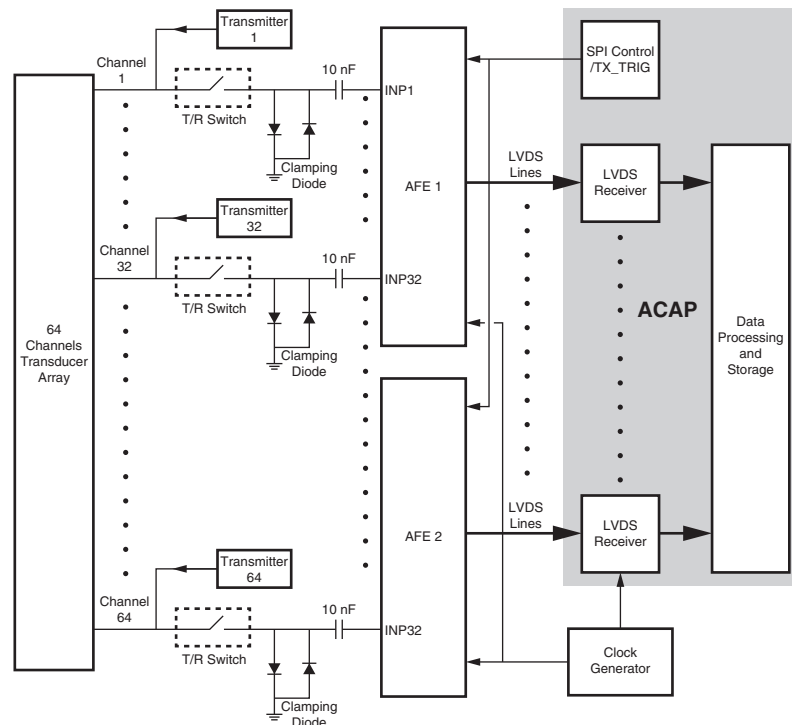
ソフトウェアベースの SA および PW イメージングの課題

SA および PW イメージングの基本的な課題は、1 秒あたりに生成されるデータの量と特定の画像処理パイプラインで利用可能なコンピューティング性能のバランスをとることにあります。超音波イメージングシステムは、フロントエンド (FE)、イメージフォーマー (IF)、およびバックエンド (BE) で構成されます。FE はトランスデューサーのハードウェア面、送信パルス生成 (TX)、受信アナログ信号 (RX)、および TX/RX フェーズのスイッチマトリックス (SM) を管理します。IF はビームフォーミングを実行するブロックで、この機能の一部は FE に組み込まれることもあります。BE は画像を補正し、これらを音響スキヤングリッドからディスプレイグリッドに変換した後、レンダリングして表示します。最近では、生データを直接使用して IF と BE をソフトウェアで結合することがよくあります。このアプローチでは、高性能 CPU および GPU を搭載したワークステーションに生データを転送するために、一般に PCIe[®] ベースの高速通信チャンネルが複数必要になります。FE から BE へ大量のデータを移動しようとすると、複数の通信チャンネルを使用して生データをバッファ経由で格納し、CPU キャッシュおよび GPU カードのメモリに移動するため、レイテンシと遅延が発生します。128 チャンネルのハイエンドシステムで 40MHz RF サンプリングレート、サンプルあたり 12 ビット符号化を使用した場合、音速 1540m/s で 7.7cm の対軸断面画像では 1 回の TX パルスイベントにつき 2,212MB の生データが生成されます。

小型デバイスの場合、毎秒 15,400 回のパルスを繰り返す高速イメージングでは 18.8GB/s のデータ移動が発生します。約 12GB/s の PCIe Gen3x16 統合ブロックを使用しても、BE に対するこれほど大きなデータ転送レートはサポートできません。CPU (フロー制御) および GPU (アルゴリズム処理) で生データを利用できるようにするには、BE は生データを何度も保存および移動する必要があります。また、長いレイテンシが発生することもリアルタイム性能を制限する要因となります。このため、データの負担を軽減するには非常に多くのデータをなるべく早い時点で高速に処理する必要があります。

Versal ACAP を使用した SA および PW イメージング

超音波システムは、ヘテロジニアスコンピューティングと高い親和性があります。図 5 に示すように、FE はアナログ回路で構成され、アナログフロントエンド (AFE) 制御とデータ (RF データ) 保存に Versal ACAP を使用します。



WP520_05_041420

図 5: FE の概略図 (出所: TI)

Versal ACAP には、AFE からのデータ受信用に LVDS があります。また、Versal ACAP はデータ ポンプおよび取得用に適切なクロックとセットアップを提供し、トランスミッターおよび TX と RX 間のスイッチのオン/オフを管理します。これらのフェーズではいずれも下層のアナログハードウェアと Versal ACAP のプログラマブルロジックとの間で大量のやりとりが発生します。これは容易なことではありませんが、ACAP デバイスなら問題なく処理できます。超音波パイプラインのその他の部分は、取得した RF データの処理を実行します。

図 6 に、ビームフォーミングパイプラインを示します。

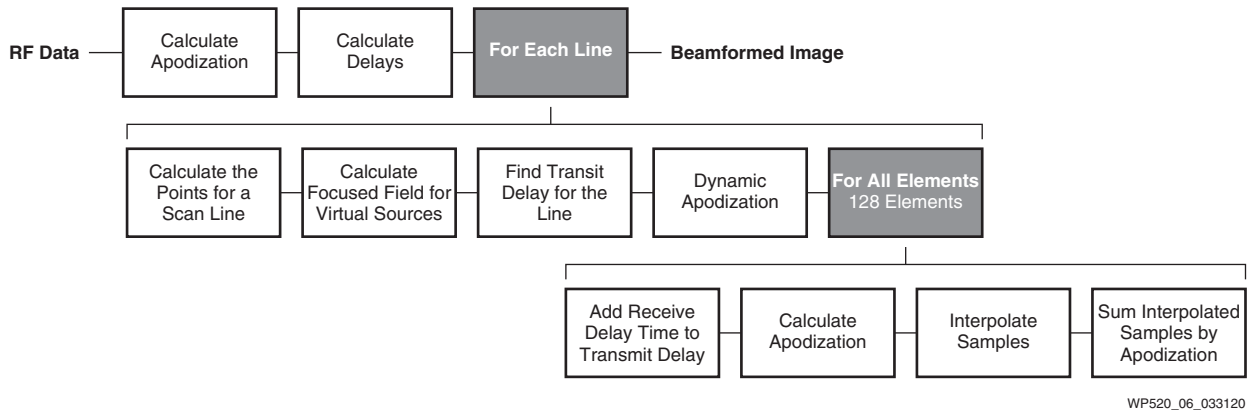


図 6: SA および PW イメージングのビームフォーミングパイプライン

ビームフォーミングは非常に並列性の高いアルゴリズムです。ビームフォーマーで画像を構築する各ステップは、RF データを複数のステージで処理し、ステージ間をパイプで接続したデータフロー処理として記述できます。コンピューティングアーキテクチャでは、データフローは複数のノードをキューで接続して形成したグラフで構成されます。このデータフローモデルにはパイプラインの並列性があり、グラフはアプリケーションまたはプログラムのフローを表し、ノードはデータに適用される関数を表します。

図 6 に示したビームフォーミングは、ボックスがプロセッシングステージ (処理) を表し、ラインがコネクタを表し、2つの灰色のブロックはサイクル (for_loops) を表しています。

このデータフローでは、図 7 に示すようにデータセグメンテーションによってコンピューティングプロセスを複数の並列フローに分割でき、これによって性能が飛躍的に向上します。

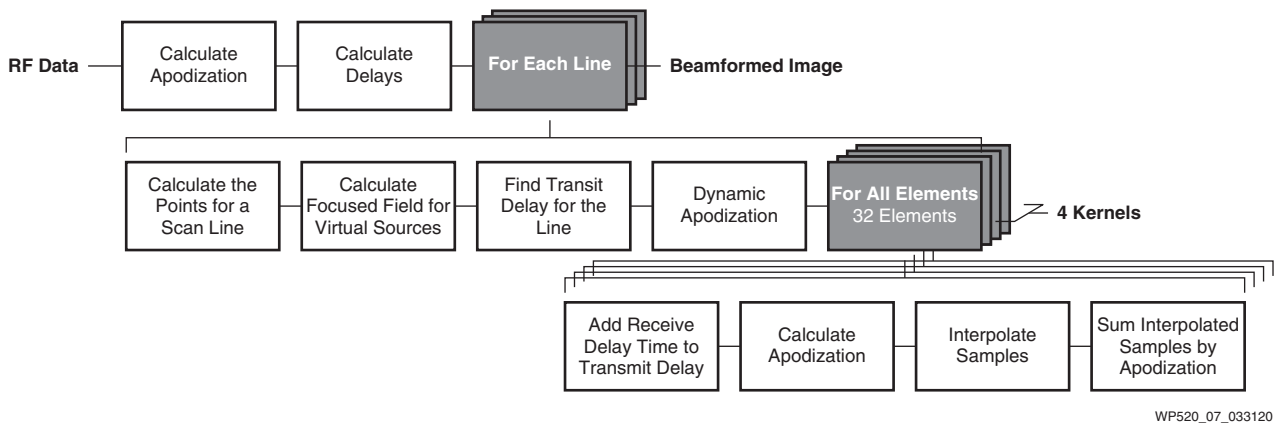


図 7: データフローグラフの水平分割 (ループ展開)

Versal ACAP SIMD-VLIW アーキテクチャを使用した SA および PW のデータフロー

従来のマイクロプロセッサを使用して超音波モダリティのデータフローグラフを実装するのは、並列性とデータスループットの面で問題があります。350fps の「B モード」では、遅延とアポダイゼーションに約 6.08Gmults/s が必要です。サンプルの補間には 12.17Gmults/s が必要で、ビームフォーマーでは約 3,028Gmults/s の計算量が必要です。これは 30fps の「血流モード」でも同様で、この場合すべての計算は単精度浮動小数点で実装されます。

一般的なエンベデッドプラットフォームでこの計算量を達成するのは難しく、少なくとも高性能デスクトップクラスのコンピュータが 1 台、またはコンピュータクラスターが必要となります。表 1 に、上記の要件と比較して理論上のピーク性能を CPU 別に示します。

表 1: 理論上のピーク性能

| | コア数 | FP32/サイクル | 周波数 (MHz) | Gmults |
|------------------|-----|-----------|-----------|--------|
| Intel i7-6700K | 4 | 64 | 4,000 | 1024 |
| Intel i9-9980XE | 18 | 64 | 3,200 | 3686.4 |
| Arm® Cortex®-A72 | 4 | 8 | 2,500 | 80 |
| Arm Cortex-A53 | 4 | 8 | 1,500 | 48 |

これらのプロセッサには別の制限もあります。これはコア間の干渉に関するもので、このアプリケーションのように DDR メモリ (DRAM) からプロセッサへ転送されるデータ量が大きいとキャッシュの容量を超えてしまい、理論上の最大性能が 1/10 にまで低下するという問題です。図 8 を参照してください。

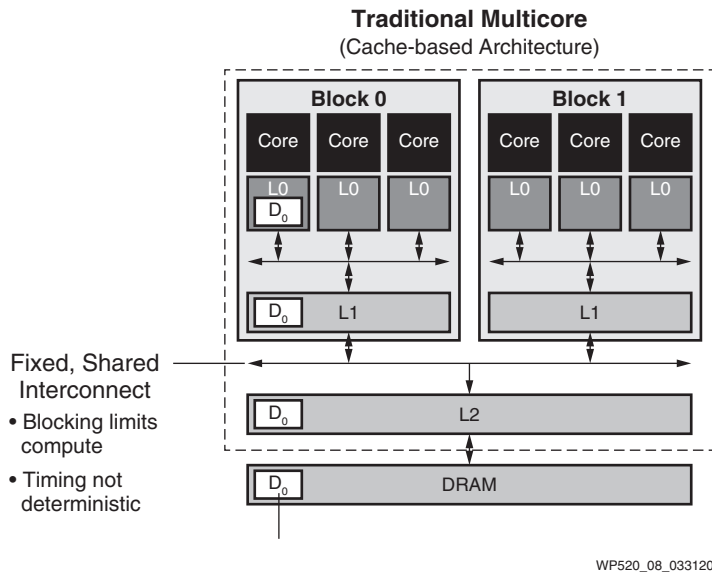


図 8: 従来のマルチコア キャッシュ ベースのアーキテクチャ

SA や PW のように計算量の多い問題に対しては、基本的なアルゴリズムの性質を精査することによって、より適した実装方法を見つけることができます。SA および PW ビームフォーミングは、線形代数演算で表現されます。スキャンラインは1つのベクトルで表すことができ、スキャンラインの集合は行列で表すことができます。また、トランスデューサーあたりのスキャンラインの集合は行列のベクトル(キューブ)、放射の集合はキューブのキューブでそれぞれ表すことができます(図9)。このような表現は、ディープニューラルネットワークで使用されるものと同様に「テンソル」と呼ばれます。

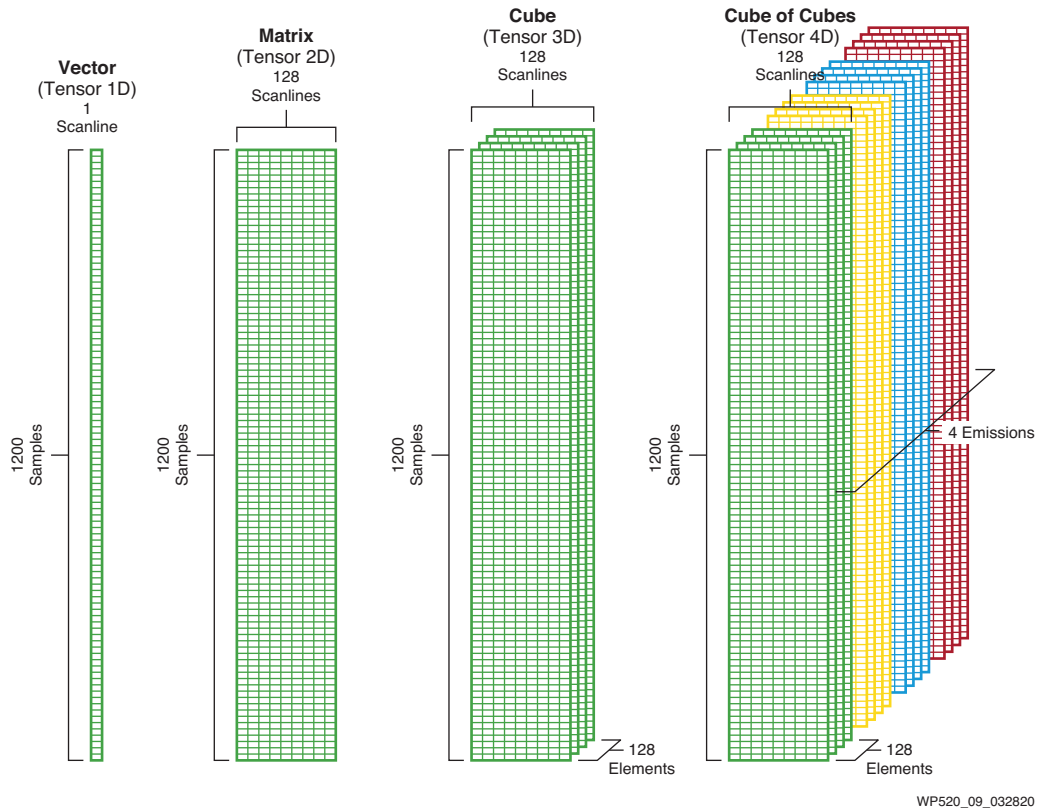


図9: SA および PW ビームフォーミングのテンソル表現

テンソル、内積、外積、ベクトル行列乗算、行列行列乗算、フィルター、たたみ込み、および離散フーリエ変換を効率よく計算するには、次の重要な特長を持つアーキテクチャが必要です。

- タイル構造に配置したホモジニアス プロセッサ エレメント
- 各プロセッサ エレメントを接続するためのスイッチ ラティスの集合 (プログラマブル スイッチをデータパスで接続した規則的構造)
- データフローを制御するためのコントローラー
- アルゴリズムの局所利用 (データ移動を隣接するプロセッサ エレメント間のみ制限)
- プロセッサ エレメントの使用率を高めるためのパイプライン処理

タイル状の AI エンジン アーキテクチャを採用した Versal ACAP は、これらの条件を満たしています。各タイル内のプロセッシング エレメントは、単一命令複数データ (SIMD) および超長命令語 (VLIW) アーキテクチャです。図 10 を参照してください。

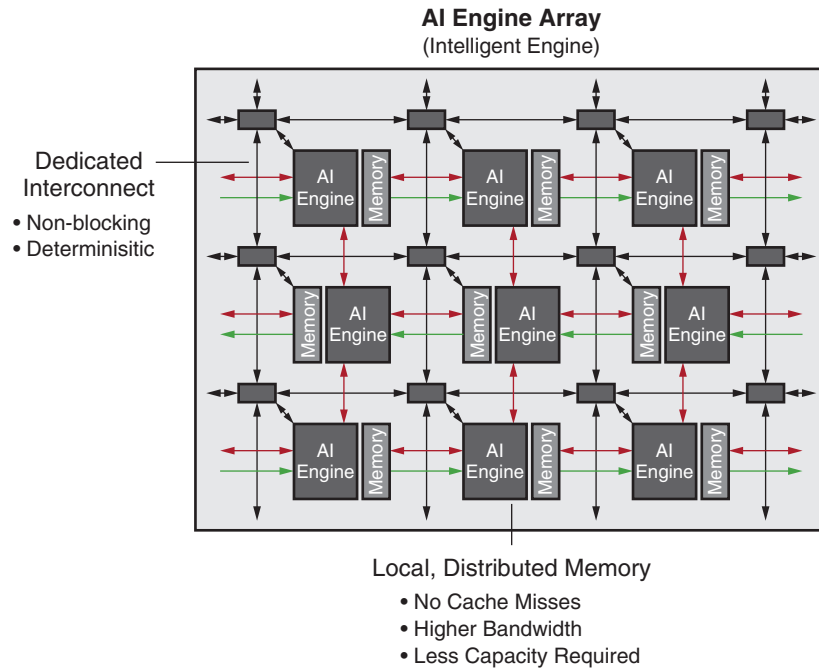


図 10: AI エンジン アレイ

AI エンジンは、各 1 つのスカラー ユニットとベクトル ユニット、2 つのロード ユニット、1 つのストア ユニット、およびメモリ インターフェイスで構成されます。スカラー ユニットには、32 ビット スカラー RISC および 32x32 ビットスカラー乗算器が含まれ、サイン/コサイン、平方根、逆平方根などの非線形関数をサポートします。ベクトル ユニットには、512 ビットベクトル固定小数点/整数ユニットおよび単精度浮動小数点ベクトル ユニットが含まれ、共に複数のベクトルレーンにおける並行演算をサポートします。各 AI エンジン内部には、専用のシングルポートプログラムメモリ (16KB) があります。

各 AI エンジン タイルには、8 つのシングルポートバンクに分割された 32KB データメモリがあり、これにより、1 クロックサイクルあたり最大 8 つの並列メモリアクセスランザクションが可能です。

また、データメモリには、ローカルメモリへの入力ストリーム、ローカルメモリからの出力ストリーム、およびローカルメモリでバッファされたストリームをサポートする DMA ロジックが含まれます。2次元のストライドアクセスをサポートすることで、どの AI エンジンも上下左右にある AI エンジン タイルに隣接するデータメモリにアクセスできます。つまり、1つの AI エンジンは1サイクルあたり4つのメモリバンクにアクセスし、1TB/s を超える帯域幅で最大 128KB のデータメモリにアクセス可能です。図 11 を参照してください。

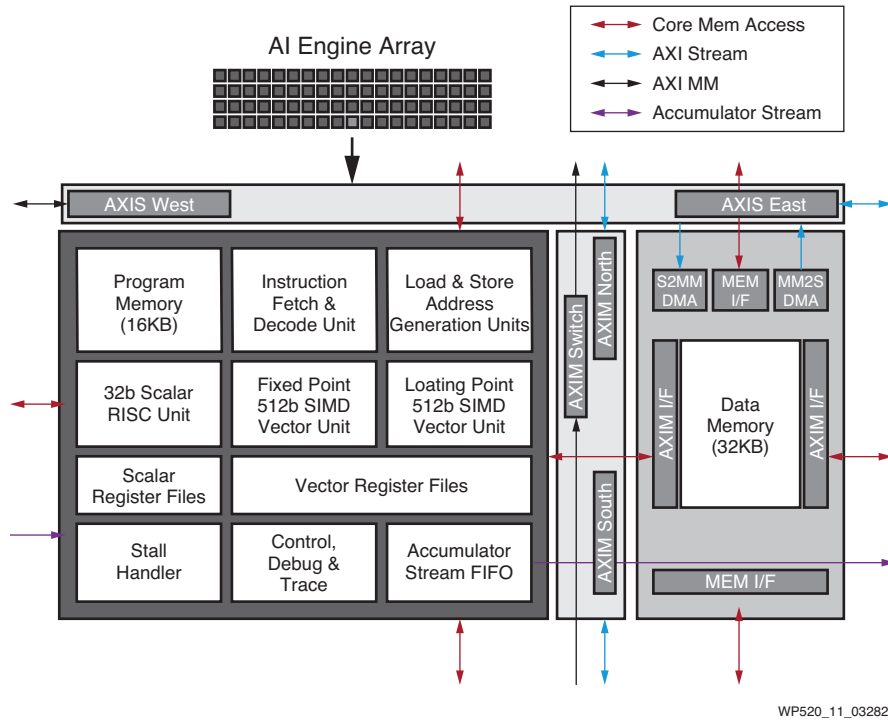


図 11: AI エンジン タイル

図 12 に、各タイルの AI エンジンの積和演算性能を示します。

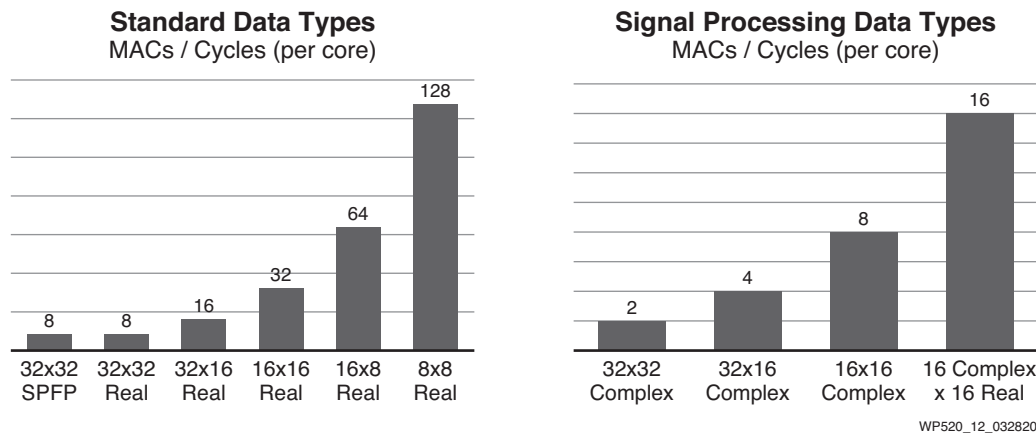
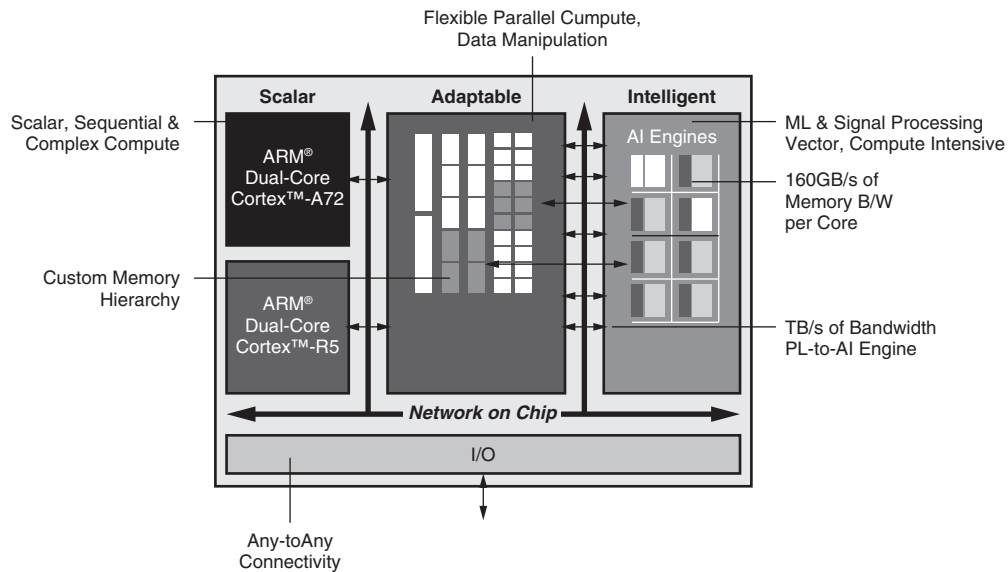


図 12: サイクルあたりの積和演算性能

「B モード」に必要な性能は約 3,200Gmults/s と見積もられます。図 12 より、各タイルは 1GHz で 8MAC/サイクルを実行できるため、 $3,200/8 = 400$ タイルとなります。

全体的に見て、AI エンジン は SA および PW のデータフロー アルゴリズムに必要なすべての種類の構造を実装できます。
 図 13 に示したように、Versal ACAP は AI エンジンのほかにもスカラー エンジン、適応型エンジン (プログラマブル ロジック)、インテリジェント エンジン (AI エンジンと DSP エンジンの両方で構成)、およびプログラマブルなネットワーク オン チップ (NoC) などの機能を統合しています。



WP520_13_041620

図 13: Versal ACAP のブロック図

デュアル コア Cortex-A72 64 ビット プロセッサは Linux などのオペレーティング システムをホスティングし、超音波処理の制御に関するタスクを実行します。このプロセッサには、超音波画像の取得に必要なデジタル信号処理用の高度なインフラストラクチャを接続、統制、更新、および提供するための機能がすべて揃っています。

適応型エンジン (プログラマブル ロジック) は、AFE およびトランスミッターの制御やトランスデューサーからの I/Q 信号の復調など、画像取得に関するすべての機能を実行します。また、特定のタスクや、取得したデータの AI エンジンへのメモリ転送管理のアクセラレータとしても使用できます。

Versal ACAP のプログラマブル NoC は完全統合型の高速度フルブロッキング クロスバー スイッチで、SA および PW イメージングに必要な広大な帯域幅を管理するために使用されます。NoC の役割は、PL 全体 (全高および全幅) へのシームレスなメモリ マップド アクセスを可能にし、大量のデータを要求および使用するデバイス領域を接続することにあります。これにより、次のことが可能になります。

- DRAM へのデバイス アクセスを共有
- PL と PL を接続
- AI エンジン アレイへのメモリ マップド アクセスによるトレースおよびデバッグ
- PS、PL、および AI エンジン アレイを相互に接続
- PS と DDR メモリ間を接続

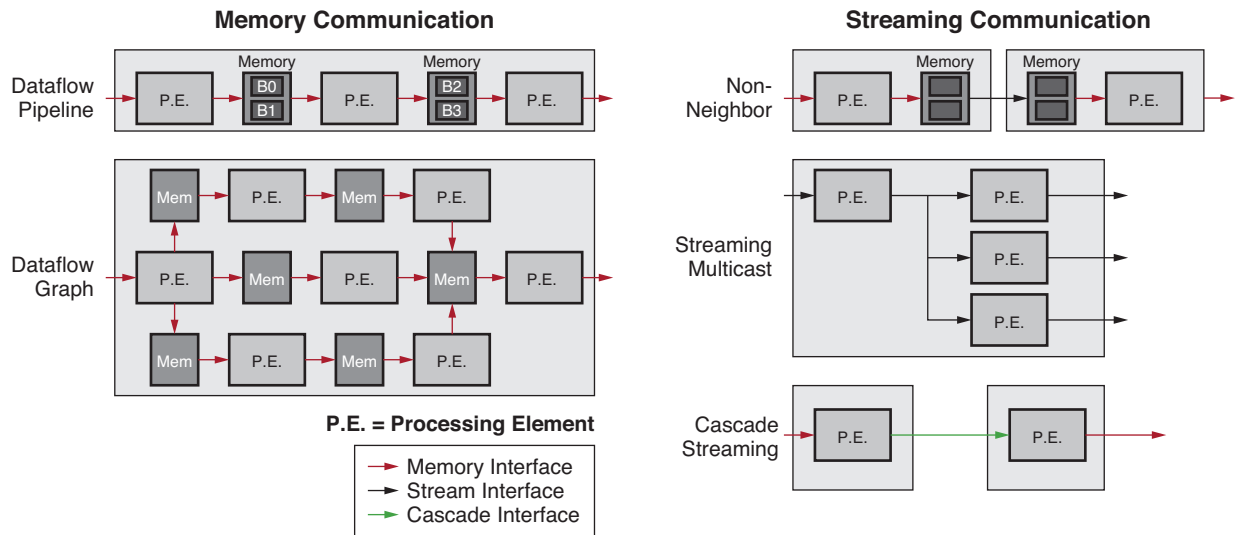
SA および PW イメージング用の AI エンジンのプログラミング

AI エンジンのプログラムは、C++ で記述したデータフロー グラフ仕様で構成されます。この仕様は、ザイリンクスが提供する専用コンパイラでコンパイルおよび実行できます。データフロー グラフは、演算カーネルファンクションを表すノードとデータ接続を表すエッジで構成されます。

データフロー グラフのカーネルは、データ ストリーム (型付き値の無限長シーケンス) に対して処理を実行します。これらのデータ ストリームは個々のブロックに分割でき、これらのブロックをカーネルによって処理します。カーネルは入力データブロックを取り込み、出力データブロックを生成します。また、カーネルはサンプル単位でデータ ストリームにアクセスできます。

AI エンジン カーネルは、VLIW ベクトルおよびスカラープロセッサをターゲットにした C/C++ プログラムです。

通信構造は、SA および PW イメージングに必須の構築ブロックであるメモリ通信やストリーミング通信など、さまざまな構成が可能です。図 14 を参照してください。



WP520_14_032820

図 14: AI エンジンの通信構造

カーネルから見た受信データ ブロックを入力ウィンドウ、送信データブロックを出力ウィンドウと呼び、これらはデータフロー グラフの接続に基づいて AIE コンパイラによって自動的に推論されます。

カーネルは型付けされたデータの入力ストリームまたは出力ストリームを引数として受け取ります。AI エンジン アレイで実行するグラフは、PS を使用して動的にロード、監視、および制御できます。AI エンジン アーキテクチャとコンパイラを組み合わせたプログラミング モデルでは、合計チャンネル使用率が 100% を超えない限り、2つのストリーム接続が同じ物理チャンネルを透過的に共有できます。カーネルは、AI エンジンのプロセッサ エレメント上で動作させる以外に、PL で実行するようにも指定できます。図 15 に、SA および PW イメージングのグラフ (概念図) を示します。黄色のブロックは、PL をオレンジ色で示した PL カーネルブロックに接続します。次に、カーネルブロックは緑色で示したカーネルにストリーム接続して遅延を計算します。次に、複数のカーネルが並列に動作を開始してインターリーブ実行します。インターリーブされるカーネルの数が、並列度と高速化の程度を決定します。次に、ビームフォーミング カーネルが複数の内部カーネル (グレーで示したボックス) をインスタンス化して内部計算を実行します。青色のカーネルは、ビームフォーミング後のデータを DDR メモリにストリーミングします。

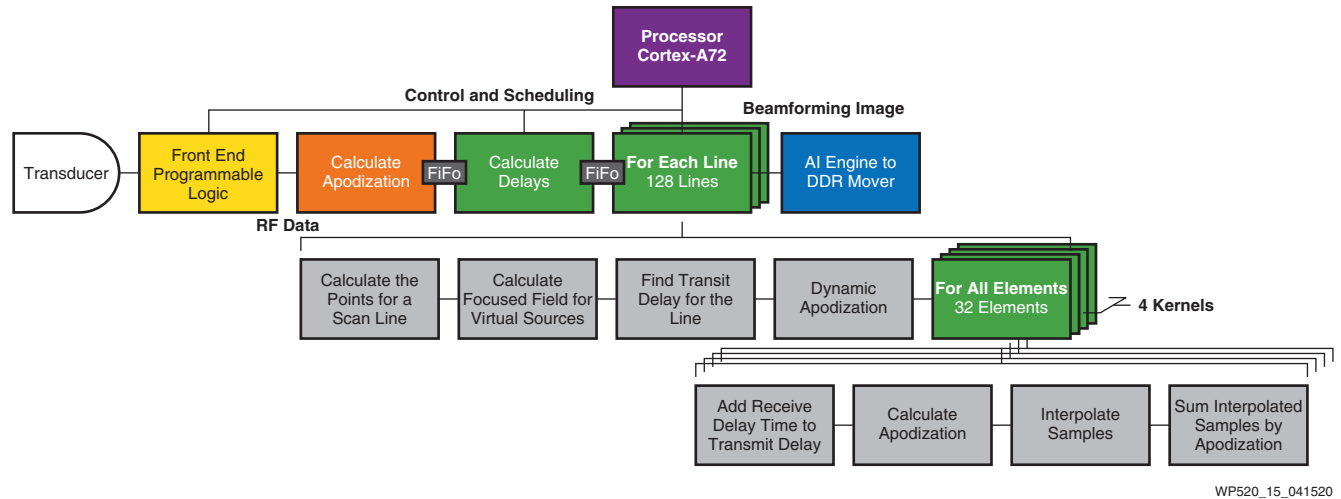


図 15: SA および PW ビームフォーマーの完全なグラフ構造

まとめ

AI エンジン在内蔵した Versal ACAP と関連ソフトウェアフレームワークを使用すると、合成開口 (SA) および平面波 (PW) イメージング手法といった先進の超音波モダリティをワンチップで実装できます。さらに高い性能が必要な場合は、複数の Versal ACAP を使用し、128 個のトランスデューサーを含む先進の超音波システムを構築して 2,000fps オーダーの性能を達成できます。

その他の情報

ザイリンクス ウェブ ページ

医用画像処理、診断/治療用機器向けのスマート ソリューション
<https://japan.xilinx.com/applications/medical.html>

Versal ACAP 製品ページ
<https://japan.xilinx.com/products/silicon-devices/acap/versal.html>

Vitis 統合ソフトウェア プラットフォーム
<https://japan.xilinx.com/products/design-tools/vitis/vitis-platform.html>

Vitis AI 開発環境
<https://japan.xilinx.com/products/design-tools/vitis/vitis-ai.html>

その他のサイト

PYNQ: Python Productivity

<http://www.pynq.io/>

ザイリンクス Vitis ライブラリ

https://github.com/Xilinx/Vitis_Libraries

ザイリンクス Vitis AI ライブラリ

<https://github.com/Xilinx/Vitis-AI>

ザイリンクス Vitis チュートリアル

<https://github.com/Xilinx/Vitis-Tutorials>

ザイリンクス Vitis AI チュートリアル

<https://github.com/Xilinx/Vitis-AI-Tutorials>

その他のザイリンクス ホワイト ペーパー

注記: 日本語版のバージョンは、英語版より古い場合があります。

『Versal: 初の ACAP (Adaptive Compute Acceleration Platform)』v1.0.1 (WP505: [英語版](#)、[日本語版](#))

『ザイリンクスの AI エンジンとそのアプリケーション』v1.0.2 (WP506: [英語版](#)、[日本語版](#))

謝辞

このホワイト ペーパーで取り上げた SA/PW アルゴリズムおよびアプリケーションに多大な貢献をされた Dr. Jørgen Arendt Jensen 教授に感謝します。

参考資料

1. M. O'Donnell and L. J. Thomas. "Efficient synthetic aperture imaging from a circular aperture with possible application to catheter-based imaging", IEEE Trans.Ultrason., Ferroelec., Freq. Contr., 39:366-380, 1992.
2. Jensen, J. A., Nikolov, S., Misaridis, T., & Gammelmark, K. (2002). Equipment and methods for synthetic aperture anatomic and flow imaging. In IEEE Ultrasonics Symposium, 2002. Proceedings (pp. 1518-1527). IEEE. <https://doi.org/10.1109/ULTSYM.2002.1192591>.
3. Jensen, J. A., Nikolov, S., Gammelmark, K. L., & Pedersen, M. H. (2006). Synthetic Aperture Ultrasound Imaging. *Ultrasonics*, 44, e5-e15. <https://doi.org/10.1016/j.ultras.2006.07.017>.
4. M. Tanter and M. Fink, "Ultrafast imaging in biomedical ultrasound," IEEE Trans. Ultrason., Ferroelec., Freq. Contr., vol. 61, no. 1, pp. 102-119, January 2014.
5. Gammelmark, K., & Jensen, J. A. (2003). Multielement Synthetic Transmit Aperture Imaging Using Temporal Encoding. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 22(4), 552-563. <https://doi.org/10.1109/TMI.2003.809088>.
6. Pedersen, M. H., Gammelmark, K. L., & Jensen, J. A. (2007). In-vivo evaluation of convex array synthetic aperture imaging. *Ultrasound in Medicine & Biology*, 33(1), 37-47. <https://doi.org/10.1016/j.ultrasmedbio.2006.07.041>.
7. Jensen, J. A., Nikolov, S. I., Yu, A. C. H., & Garcia, D. (2016). Ultrasound Vector Flow Imaging: Part II: Parallel Systems. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control*, 63(11), 1722 - 1732. <https://doi.org/10.1109/TUFFC.2016.2598180>.
8. L. Sandrin, S. Manneville, and M. Fink, "Ultrafast two-dimensional ultrasonic speckle velocimetry: A tool in flow imaging," *Appl. Phys.Lett.*, vol. 78, no. 8, pp. 1155-1157, 2001.
9. Nikolov, S., & Jensen, J. A. (2003). In-vivo synthetic aperture flow imaging in medical ultrasound. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control*, 50(7), 848-856. <https://doi.org/10.1109/TUFFC.2003.1214504>.
10. M. Tanter, J. Bercoff, L. Sandrin, and M. Fink, "Ultrafast compound imaging for 2-D motion vector estimation: application to transient elastography," *IEEE Trans. Ultrason., Ferroelec., Freq. Contr.*, vol. 49, pp. 1363-1374, 2002.
11. Jensen, J. A., & Nikolov, S. (2004). Directional synthetic aperture flow imaging. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control*, 51(9), 1107-1118. <https://doi.org/10.1109/TUFFC.2004.1334843>.
12. J. Flynn, R. Daigle, L. Pflugrath, P. Kaczowski, and K. Linkhart, "Estimation and display for vector Doppler imaging using plane wave transmissions," *Proc. IEEE Ultrason. Symp.*, pp. 413-418, 2011.
13. I. K. Ekroll, A. Swillens, P. Segers, T. Dahl, H. Torp, and L. Løvstakken, "Simultaneous quantification of flow and tissue velocities based on multi-angle plane wave imaging," *IEEE Trans. Ultrason., Ferroelec., Freq. Contr.*, vol. 60, no. 4, pp. 727-738, 2013.
14. H. Takahashi, H. Hasegawa, and H. Kanai, "Echo speckle imaging of blood particles with high-frame-rate echocardiography," *Japanese Journal of Applied Physics*, vol. 53, no. 07KF08, pp. 1-7, Jul 2014.
15. B. Y. Yiu, S. S. Lai, and A. C. Yu, "Vector projectile imaging: time-resolved dynamic visualization of complex flow patterns." *Ultrasound Med. Biol.*, vol. 40, no. 9, pp. 2295-2309, September 2014.
16. S. Fadnes, I. K. Ekroll, S. A. Nyrmes, H. Torp, and L. Løvstakken, "Robust angle-independent blood velocity estimation based on dual-angle plane wave imaging," *IEEE Trans. Ultrason., Ferroelec., Freq. Contr.*, vol. 62, no. 10, pp. 1757-1767, October 2015.
17. M. Cikes, L. Tong, G. R. Sutherland, and J. D'hooge, "Ultrafast cardiac ultrasound imaging: technical principles, applications, and clinical benefits," *JACC. Cardiovascular imaging*, vol. 7, no. 8, pp. 812-823, 2014.
18. Villagómez Hoyos, C. A., Stuart, M. B., Lindskov Hansen, K., Nielsen, M. B., & Jensen, J. A. (2016). Accurate Angle Estimator for High-Frame-rate 2-D Vector Flow Imaging. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control*, 63(6), 842-853. <https://doi.org/10.1109/TUFFC.2016.2551689>.
19. Udesen, J., Gran, F., Hansen, K. L., Jensen, J. A., Thomsen, C., & Nielsen, M. B. (2008). High Frame-Rate Blood Vector Velocity Imaging Using Plane Waves: Simulations and Preliminary Experiments. *IEEE Transactions on Ultrasonics Ferroelectrics and Frequency Control*, 55(8), 1729-1743. <https://doi.org/10.1109/TUFFC.2008.858>.
20. Hansen, K. L., Udesen, J., Gran, F., Jensen, J. A., & Nielsen, M. B. (2009). In-vivo Examples of Flow Patterns With The Fast Vector Velocity Ultrasound Method. *Ultraschall in der Medizin*, 30(5), 471-477. <https://doi.org/10.1055/s-0028-1109572>.
21. J. Bercoff, G. Montaldo, T. Loupas, D. Savery, F. Meziere, M. Fink, and M. Tanter, "Ultrafast compound Doppler imaging: providing full blood flow characterization," *IEEE Trans. Ultrason., Ferroelec., Freq. Contr.*, vol. 58, no. 1, pp. 134-147, January 2011.
22. E. Mace, G. Montaldo, I. Cohen, M. Baulac, M. Fink, and M. Tanter, "Functional ultrasound imaging of the brain," *Nature methods*, vol. 8, no. 8, pp. 662-664, 2011.
23. E. Mace, G. Montaldo, B. Osmanski, I. Cohen, M. Fink, and M. Tanter, "Functional ultrasound imaging of the brain: theory and basic principles," *IEEE Trans. Ultrason., Ferroelec., Freq. Contr.*, vol. 60, no. 3, pp. 492-506, 2013.
24. K. Christensen-Jeffries, R. J. Browning, M. X. Tang, C. Dunsby, and R. J. Eckersley, "In vivo acoustic super-resolution and super-resolved velocity mapping using microbubbles," *IEEE Trans. Med. Imag.*, vol. 34, no. 2, pp. 433-440, February 2015.

25. C. Errico et al., "Ultrafast ultrasound localization microscopy for deep super-resolution vascular imaging," Nature, vol. 527, no. 7579, pp. 499-502, November 2015.
26. O. Couture, V. Hingot, B. Heiles, P. Muleki-Seya, and M. Tanter, "Ultrasound localization microscopy and super-resolution: A state of the art", IEEE Trans. Ultrason., Ferroelectr., Freq. Control, vol. 65, no. 8, pp. 1304-1320, August 2018.
27. Moshavegh, R., Jensen, J., Villagómez Hoyos, C. A., Stuart, M. B., Hemmsen, M. C., & Jensen, J. A. (2016). Optimization of Synthetic Aperture Image Quality. In N. Duric, & B. Heyde (Eds.), Proceedings of SPIE (Vol. 9790). [97900Z] SPIE - International Society for Optical Engineering. DOI: 10.1117/12.2216506.
28. Jensen, J, Stuart, MB & Jensen, JA 2016, 'Optimized Plane Wave Imaging for Fast and High-Quality Ultrasound Imaging', IEEE Trans. Ultrason., Ferroelectr., Freq. Control, vol 63, no. 11, pp. 1922-1934. DOI: 10.1109/TUFFC.2016.2591980.
29. J. A. Jensen and N. B. Svendsen, "Calculation of pressure fields from arbitrarily shaped, apodized and excited ultrasound transducers," IEEE Trans. Ultrason., Ferroelectr., Freq. Control, vol. 39, no. 2, pp. 262-267, March 1992.
30. J. A. Jensen, "Field: A Program for Simulating Ultrasound Systems," Medical & Biological Engineering & Computing, vol. 34, Supplement 1, Part 1, pp. 351-353, 1996.
31. WP505 (v1.0.1) 『Versal: 初の ACAP (Adaptive Compute Acceleration Platform)』2019年9月23日

改訂履歴

次の表に、この文書の改訂履歴を示します。

| 日付 | バージョン | 内容 |
|------------|-------|----|
| 2020年4月17日 | 1.0 | 初版 |

免責事項

本通知に基づいて貴殿または貴社(本通知の被通知者が個人の場合には「貴殿」、法人その他の団体の場合には「貴社」。以下同じ)に開示される情報(以下「本情報」といいます)は、ザイリンクスの製品を選択および使用することのためにのみ提供されます。適用される法律が許容する最大限の範囲で、(1)本情報は「現状有姿」、およびすべて受領者の責任で(with all faults)という状態で提供され、ザイリンクスは、本通知をもって、明示、黙示、法定を問わず(商品性、非侵害、特定目的適合性の保証を含みますがこれらに限られません)、すべての保証および条件を負わない(否認する)ものとします。また、(2)ザイリンクスは、本情報(貴殿または貴社による本情報の使用を含む)に関係し、起因し、関連する、いかなる種類・性質の損失または損害についても、責任を負わない(契約上、不法行為上(過失の場合を含む)、その他のいかなる責任の法理によるかを問わない)ものとし、当該損失または損害には、直接、間接、特別、付随的、結果的な損失または損害(第三者が起こした行為の結果被った、データ、利益、業務上の信用の損失、その他あらゆる種類の損失や損害を含みます)が含まれるものとし、それは、たとえ当該損害や損失が合理的に予見可能であったり、ザイリンクスがそれらの可能性について助言を受けていた場合であったとしても同様です。ザイリンクスは、本情報に含まれるいかなる誤りも訂正する義務を負わず、本情報または製品仕様のアップデートを貴殿または貴社に知らせる義務も負いません。事前の書面による同意のない限り、貴殿または貴社は本情報を再生産、変更、頒布、または公に展示してはなりません。一定の製品は、ザイリンクスの限定的保証の諸条件に従うこととなるので、<https://japan.xilinx.com/legal.htm#tos>で見られるザイリンクスの販売条件を参照してください。IP コアは、ザイリンクスが貴殿または貴社に付与したライセンスに含まれる保証と補助的条件に従うこととなります。ザイリンクスの製品は、フェイルセーフとして、または、フェイルセーフの動作を要求するアプリケーションに使用するために、設計されたり意図されたりしていません。そのような重大なアプリケーションにザイリンクスの製品を使用する場合はリスクと責任は、貴殿または貴社が単独で負うものです。<https://japan.xilinx.com/legal.htm#tos>で見られるザイリンクスの販売条件を参照してください。

自動車用のアプリケーションの免責条項

オートモーティブ製品(製品番号に「XA」が含まれる)は、ISO 26262 自動車用機能安全規格に従った安全コンセプトまたは余剰性の機能(「セーフティ設計」)がない限り、エアバッグの展開における使用または車両の制御に影響するアプリケーション(「セーフティアプリケーション」)における使用は保証されていません。顧客は、製品を組み込むすべてのシステムについて、その使用前または提供前に安全を目的として十分なテストを行うものとします。セーフティ設計なしにセーフティ アプリケーションで製品を使用するリスクはすべて顧客が負い、製品の責任の制限を規定する適用法令および規則にのみ従うものとします。