

运用 Versal ACAP 开发合成孔径 与平面波超声成像

Versal™ ACAP 芯片架构与软件工具提供了更优异的画质、速度和准确性，有助于在医疗领域中运用先进的超声成像技术开展复杂诊断和外科手术。

概要

医疗超声拥有众多显著优势，是目前最为广泛接受和使用的诊断成像方式。它采用低能量声波，与 X 光或 CT 扫描可能产生电离辐射不同，对患者没有已知的有害副作用。超声波能够捕获动态软组织图像，但 X 光不能。超声波系统结构紧凑且便于运输、移动能力强。尽管超声波技术拥有众多显著优势，但设备制造商已经发现，要按照市场需求不断提升成像画质和准确性仍存在很大难度，主要原因在于当前架构的可扩展性有限。

本白皮书介绍了如何运用基于赛灵思技术的先进成像方法实现更优异的成像画质、速度和准确性。平面波和合成孔径成像是本白皮书主要介绍的两种方法，它们为心壁运动、血流和心脏外科手术等难以管理的特定诊断和外科手术带来可观的帧率和准确性提升。

与此同时，本白皮书还介绍了如何与深度学习算法结合使用，借助赛灵思产品实现上述改进。对于本白皮书的目标受众（如开发医疗超声成像系统的架构师和科学家），本白皮书还介绍了基于赛灵思技术的开发生产力 workflow。

介绍

不断攀升的医疗成本正在成为医院、诊所和服务提供商的沉重负担，因为他们需要确保为患者提供高质量的服务，同时更有力地控制成本。提高临床治疗中的患者流量是一种有望借助计算技术发展来控制成本的途径。与此同时，放射科医生也强烈要求大幅提高医疗超声波、CT 扫描仪和其他类似设备等医疗成像设备的输出图像画质。

发挥人工智能 (AI) 及其分支机器学习 (ML) 的作用，并将基于深度神经网络的 ML 实现方案用于辅助诊断和效率的提升，也是颇有前景的方法。这样就能依靠新型芯片器件大幅增强的计算功能与算法进步来改善画质、组织识别、分类以及器官分割准确率，从而简化临床 workflow。

在各种临床处理过程中，医疗诊断成像是主要发挥这种先进的计算技术的过程之一，因为声波技术侵入较轻微且不涉及辐射。此外，与 CT 和 MRI 等其他方式相比，它的使用更普遍、成本更低、速度更快且尺寸更小。尽管过去数年里已取得重大进步，但通过使用更快速的并行计算和 AI 算法，诊断质量、准确度和速度仍有较大的提升空间。

本白皮书面向医疗超声波设备制造商 (OEM) 介绍了如何运用赛灵思技术提高成像画质、速度和准确性。与此同时，本白皮书还介绍了如何与深度学习算法结合使用，借助赛灵思产品实现上述改进。对于本白皮书的目标受众（如开发医疗超声成像系统的架构师和科学家），本白皮书还介绍了基于赛灵思技术的开发生产力 workflow。

在过去二十年里，两种用于捕获和处理医疗超声波图像的新锐方法被研发出来，它们是合成孔径 (SA) 成像方法和平面波 (PW) 成像方法。这两种方法与当前的顺序慢速超声成像方法截然不同，因为后者每次只能采集一行图像。新方法用超声波穿透整个成像区域，因此一次发射就能重建完整的图像。成像速度达到每秒数千帧。与这样的帧率同时实现的，还有全新的成像可能性，例如更强的聚焦和穿透、矢量流成像、功能超声波、超高分辨率成像、高速心脏成像与量化等，同时还有定量测量精度的十倍提升。

快速成像方案产生了比传统成像高出几百倍的处理需求，因此到目前为止阻碍了这些先进成像方法的实现。在本白皮书中，赛灵思介绍了处理器件和新的开发环境如何实时地轻松实现这些先进的成像方法。赛灵思 Versal™ 自适应计算加速平台 (ACAP) 器件与赛灵思 Alveo™ 数据中心加速卡可部署在工作站或服务器上，是实现 SA 和 PW 方法的理想硬件选择。

与传统的顺序超声成像相比，SA 和 PW 成像方法具备一系列的优势[\[参考资料 1\]](#)[\[参考资料 2\]](#)[\[参考资料 3\]](#)[\[参考资料 4\]](#)。最主要的在于采集的数据集是完整的，而且聚焦可在处理中合成，而非在采集过程中完成。

因此，在发送和接收过程中都可以动态聚焦数据，获得成像区域上的理想分辨率，而传统成像只能在发送焦点上实现最佳聚焦。这种功能被证明能提高体内成像画质并增大穿透深度[参考资料 5][参考资料 6]。

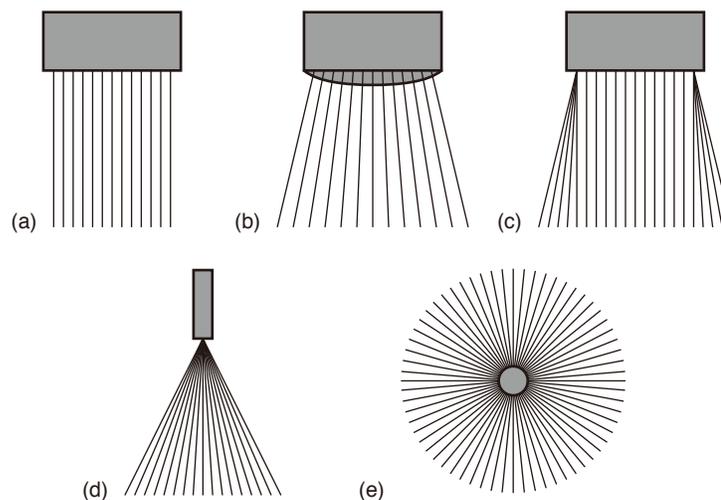
由于采集的数据集是完整的，这些成像方法也开启了追溯处理的广泛应用。持续完整的数据采集对流成像也有很大帮助。持续的数据有利于不间断地全向跟踪运动中的结构和血液。[参考资料 7]–[参考资料 17]。这样能将速度估算精度提高十倍，还能估算速度矢量[参考资料 11]–[参考资料 20]。长时间的观察也有助于在脑功能成像中检测超低流速。[参考资料 21]–[参考资料 23]。此外，数据的流敏感度也得到提高，因此能检测较低流速[参考资料 22]。高帧率还有助于检测组织弹性和进行剪切波成像[参考资料 10]、[参考资料 22]。

这些成像方法已与超声造影剂结合使用，通过对气泡穿过最小血管的运动进行跟踪，获得超高的超声波分辨率，能够区分尺寸小至 10 微米的结构[参考资料 24]–[参考资料 26]。

因此，使用 SA 和 PW 超声成像方法有助于开发全新的超声波应用，为提高运动估算的分辨率、对比度和准确性铺平道路。然而，成功实现实时应用依然受阻于需要进行的大量计算，但是，现在通过使用本白皮书中介绍的赛灵思可编程器件和开发平台，这个问题已经迎刃而解。

超声成像采集流水线

采用压电式换能器的超声波系统将电传输脉冲转换成超声波脉冲，并从电信号中接收超声波回波脉冲。这种换能器采用大量压电元件（32 个到 192 个），可以根据所需的不同研究提供不同的形式和功能。最常用的 B 模式格式的扫描线安排包括：(a) 线性、(b) 曲线、(c) 梯形、(d) 扇形和 (e) 放射状。参见图 1。



WP520_01_032820

图 1: 最常用的 B 模式格式的扫描线安排

换能器可以选择：

- 线性阵列，能够在更深层面实现身体和器官的表面区域成像
- 曲线和梯形形状，用于腹部器官和产科扫描
- 扇形形状，用于心脏成像（通常通过肋骨之间的狭窄声学窗口进入）
- 放射状，用于血管内成像

在绘制二维 (2D) 图像时，接收到的回波幅度与亮度（B 模式）和回波穿过组织深度的时间有关。B 模式使用多行成像，图像中每行用一个脉冲-回波序列产生，最终为被诊断的器官生成最终的解剖截面图。鉴于具体超声换能器的多个参数，我们可以将超声波处理描述为一个多步骤序列，根据选定模态的功能，构成数据处理的单个流水线或多个并行流水线。

流水线示例如下所述：

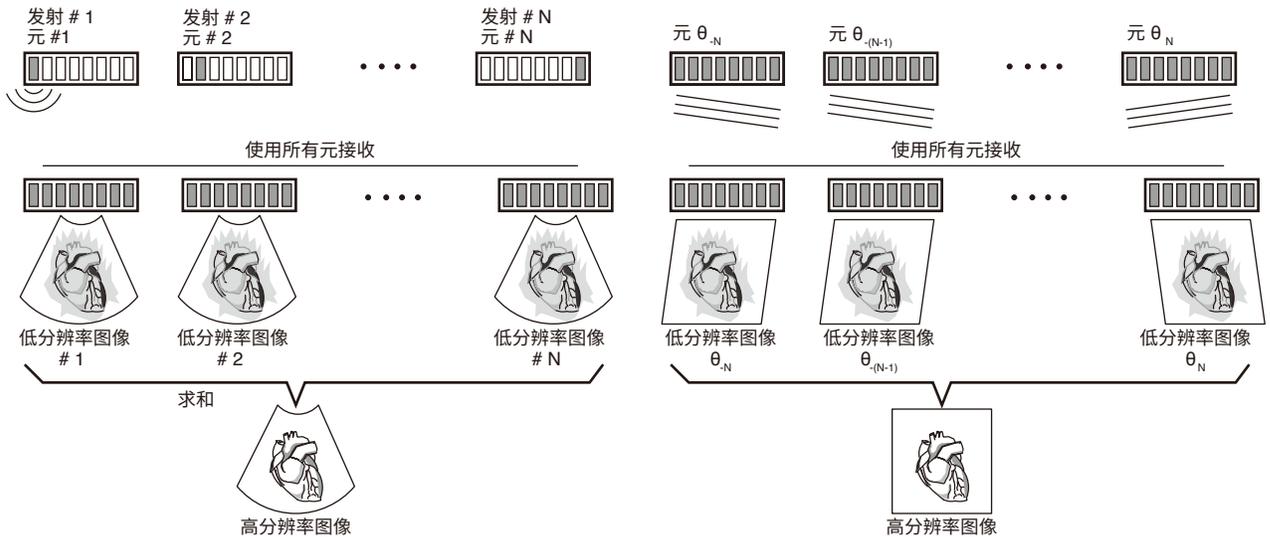
- 生成调制超声脉冲，频率取决于探头类型、治疗方法和成像模态类型。
- 电气激励换能器，发送调制波。激励可包括发送器上的波束形成。
 - 选择性声透射。
 - 生成虚拟源。
 - 生成特定波前（球面波、平面波等）。
- 换能器接收超声波触及的器官返回的回波并转换成电信号（RF 数据）。
 - 用时间增益补偿均一化远近回波，以便进行统一处理。
- 对接收的信号进行数字化信号处理，以：
 - 通过波束形成，将接收到的信号聚焦在特定深度
 - 使用来自多个元的数据重构扫描线
- 非线性（对数）压缩级将回波动态范围与人感知动态范围进行匹配。
- 通过插值创建表示物理尺寸的图像。
- 用于完成下列功能的其他数字信号处理级：
 - 减轻噪声
 - 消除像差
 - 降低干扰
 - 消除扫描线偏移
 - 降低散斑

- 提高分辨率
- 增大测量距离
- 锐化边缘
- 减少伪影

SA 成像和 PW 成像的原理

在传统的超声成像中，首先将发射聚焦的超声场，然后用探头的全部元接收来自组织的散射信号。接着使用图像中点到接收元的几何距离确定接收聚焦。将其表达成深度的函数即可实现动态化，从而确定最佳接收聚焦。然而，发送焦点被限制成单个发送焦点，图像只能在该深度上实现最佳聚焦。

这种局限性在 SA 成像和 PW 成像中得到缓解。此时成像通过发射一系列球面波或平面波来完成，如图 2 中所示。



WP520_02_032820

图 2: SA 成像 (左) 与 PW 成像 (右) 图解

在图 2 中，第一列所示是发射的球面波或平面波。第二列所示的是每次发射产生的波束形成低分辨率图像，最后一列是将所有低分辨率图像按相位求和得到的高分辨率图像。

接收聚焦方法与常规的成像方法相同，但发送聚焦是通过结合多次发射得到的数据进行合成的。这就使发送聚焦具有动态性，能够获得穿过图像深度的最佳聚焦，从而强化整个图像的对比度和分辨率。聚焦的具体做法是计算从发送源出发，穿过成像点再返回接收元的几何距离。然后从接收到的换能器信号选取数据，在对样本值进行插值后求和。这个求和操作也称为相干复合，尤其是在 PW 成像中。除了发送源到成像点间的距离略有差别以外，SA 成像和 PW 成像的距离计算相同。因此，两种成像方法可使用相同的处理架构。

第二大优势在于发射次数与成像行数无关。传统方法必须完成 200 次发射才能采集完整的高分辨率图像，而 SA 成像和 PW 成像需要完成的发射次数要少得多[参考资料 27]、[参考资料 28]。一般情况下，1 到 8 次发射即可完成流成像，10 到 30 次发射就能完成最佳的 B 模式成像，由此提供高得多的帧率，从而产生前文提到的诸多优势。具体如图 3 所示。该图体现的是一定发射次数下成像对比度与以波长为单位的成像深度之间的关系。数量越小越好，因为这说明围绕主峰的旁瓣数量少。增加发射次数能够增大对比度，但 12 次发射后不再进一步提升。在本例中，这决定了对比度和帧率之间的最佳权衡取舍。此外，4 到 8 次发射也能提供良好的对比度，足以供要求较低的流成像使用，因而有助于帧率的提高。

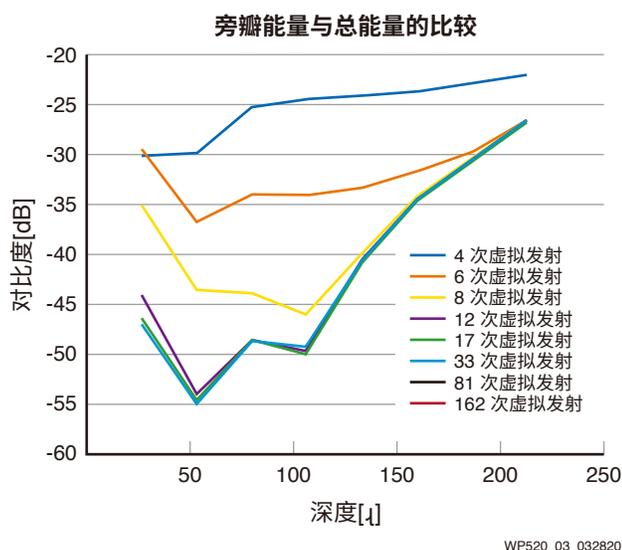


图 3：使用以 $\lambda/2$ 为间距的 192 元线性阵列探头，一定发射次数下成像对比度与以波长为单位的成像深度之间的关系

两种成像方法只需要少量发射就能在整个兴趣区域内持续成像，是流成像的理想选择。此外，上述成像方法还能在各方向上持续跟踪移动对象，专为估算主动脉中的血流、检测组织的运动与弹性以及实现超低速流检测而开发。这是因为有连续数据可用，同时通过使用更为先进的滤波器来分离流和组织，得到的图像不仅具有更高的动态范围，而且对低速流的灵敏度也有所提高。

计算量

在 SA/PW 系统中持续完成的波束形成操作次数由下列公式决定：

$$N_c = k N_l N_e 4f_0$$

其中 N_l 是图像行数， N_e 是接收元数， f_0 是换能器中心频率。采样以探头中心频率的四倍频率进行，通过强化奈奎斯特采样，实现线性成像。因数 k 是用于成像的时间分数。为最大限度地提高帧率， k 值大约在 0.8 到 0.9 之间，但如果为降低处理需求而使用较低帧率，也可以选取非常小的值。

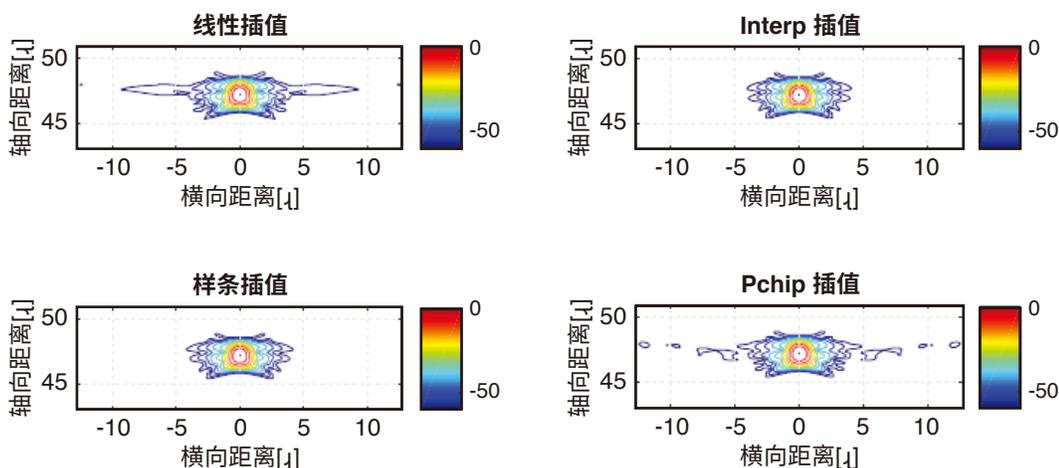
典型取值如 $N_l=200$ 、 $N_e=192$ 、 $k=0.8$ 和 $f_0=5\text{KHz}$ ，每秒完成 614 千兆次运算。一般情况下，完成一次波束形成运算包括计算聚焦延迟、变迹值，最后对样本值进行插值，并将其与来自换能器其他元的值相加。总体上，每次波束形成运算需要完成 30 到 100 次运算，全实时 SA 成像和 PW 成像每秒可完成太次运算。与常规系统相比的不同之处在于，完整图像是一次性重建的，而不是每次脉冲发射绘制一行，而且出于这个原因，此类系统中的计算量也提高 N_l 倍。主要优势在于，图像中的各点都能独立计算，因此，处理在本质上拥有并行性，非常适用于 FPGA 实现方案。

受处理资源的限制，PW 成像和 SA 成像直到最近才得到采用。现在由于 Versal ACAP 等新兴嵌入式处理平台的推出，实时实现此类技术才变得切实可行。

插值的影响

单个元往往以 $\lambda/4$ 的速率进行采样，这符合奈奎斯特定律，但不足以实现极低延迟。插值是一种补偿缺失点的简便方法。插值器的质量是减轻“虚拟”样本产生的负面影响的关键因素。此外，插值器也是对计算能力要求极高的一项功能。在下面的图中，部分插值器使用它们的 PSF 等值线图进行比较，等值线间距离为 6dB，直至 -60dB。合成孔径使用 Field II 仿真器[参考资料 30][参考资料 31]对 3.5MHz 线性阵列 128 元探头进行仿真，采用 $\lambda/4$ 采样，每 128 元用作一个发射器。

图 4 所示为插值效果。左上图所示为在样本之间使用线性插值时的点扩散函数。右上角所示的是采样频率提高 10 倍与线性插值相结合时的 *interp* 函数。左下角是采用样条插值的情况，右下角则是使用了分段三次 Hermite 样条插值多项式 *pchip*。只为样条函数和 *interp* 函数获取合适的旁瓣，这体现了插值对高质量成像的重要性。



WP520_04_032820

图 4：用于 128 元线性阵列探头的插值方案的点扩散函数

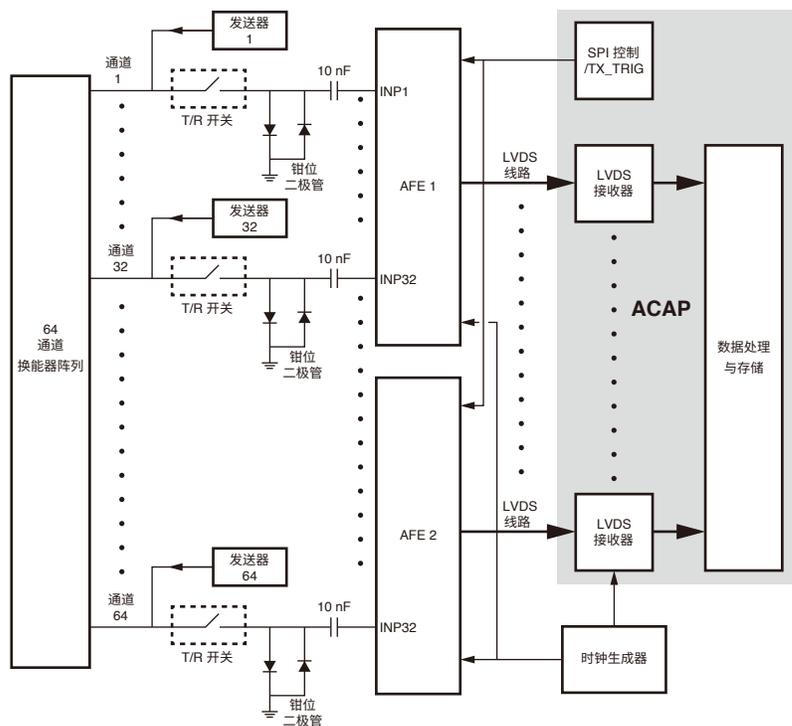
基于软件的合成孔径成像和平面波成像面临的挑战

SA 成像和 PW 成像面临的根本挑战在于，如何就每秒产生的数据量与特定处理成像流水线中的可用算力进行平衡。超声成像系统可划分为前端 (FE)、图像成像器 (IF) 和后端 (BE)。FE 负责管理换能器、发送脉冲生成 (TX)、接收模拟信号 (RX) 和 TX/RX 相位开关矩阵 (SM) 的硬件方面。图像成像器负责波束形成，有时该功能也被分配到 FE。BE 负责增强图像，将其从声学扫描网格转换为显示网格，然后进行渲染和显示。近期，IF 和 BE 通常直接使用原始数据在软件中进行结合。这种方法需要多条一般基于 PCIe® 的高速通信通道，用来将原始数据传输到搭载高性能 CPU 和 GPU 的工作站。由于多条通信通道、缓冲存储原始数据、向 CPU 缓存和 GPU 板载存储器传输数据等原因，从 FE 向 BE 传输大量数据会造成额外的时延和延迟。对于拥有 128 条通道的高端系统来说，在 40MHz RF 采样率下运行且每样本以 12 位进行编码，并以 1540m/s 声速在 7.7cm 深进行轴向成像，每个 TX 脉冲事件产生的原始数据大小是 2,212MB。

如果要实现更高分辨率，使用快速成像以每秒 15,400 次的频次重复脉冲，产生的数据传输量 18.8GB/s。就算是 PCIe Gen3x16 这样可提供约 12GB/s 传输速率的集成块，也无法满足 BE 所需的这种传输速率。BE 必须将原始数据的存储速度和传输速度提高数倍，才能将数据提供给 CPU 进行流控制，同时提供给 GPU 进行算法处理。由此引发的时延程度也会限制实时性能。这就需要高速传输海量数据并在可能的情况下尽早处理数据，以减轻数据负担。

将 Versal ACAP 用于 SA 成像和 PW 成像

超声波系统天然地适合采用异构计算架构。FE 是高度模拟的，如图 5 所示。这里一个 Versal ACAP 用于模拟前端 (AFE) 控制和数据 (RF 数据) 存储。

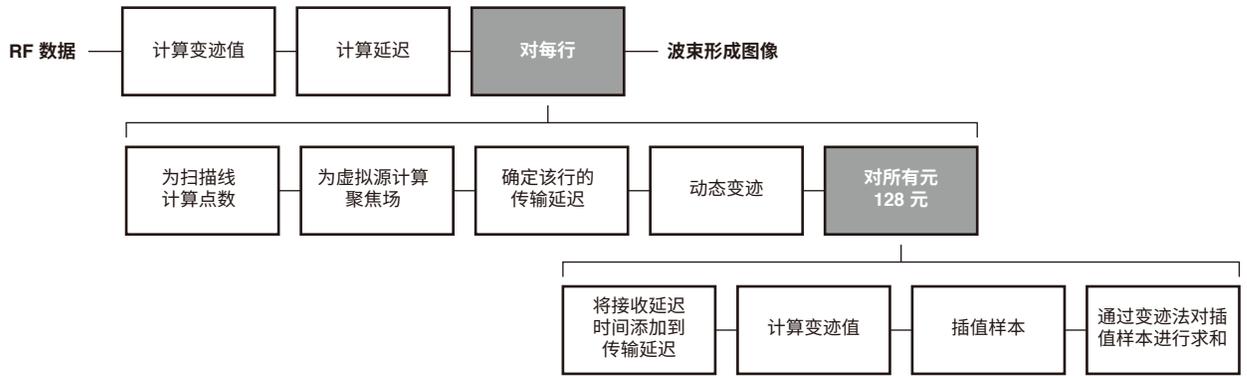


WP520_05_041420

图 5: FE 简化原理图 (来源: TI)

Versal ACAP 可提供 LVDS，负责接收来自 AFE 的输入数据，为数据泵和数据采集提供正确的时钟与设置，管理发送器的激活与 TX 和 RX 之间的开关。所有这些阶段都需要在主模拟硬件与 Versal ACAP 中的可编程逻辑之间进行高强度交互。这并非易事，但 ACAP 是解决它的理想选择。超声波流水线的剩余部分专门用于处理采集的 RF 数据。

图 6 专注于波束形成流水线。



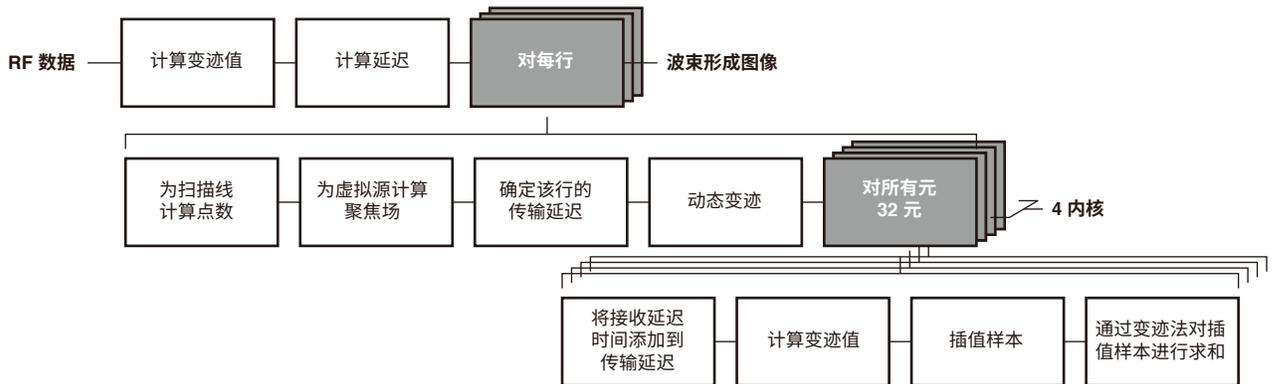
WP520_06_033120

图 6：用于 SA 成像和 PW 成像的波束形成流水线

波束形成是高度并行的算法。在波束形成器内形成图像的每一步都可以描述成一个数据流操作，其中分阶段处理 RF 数据，每个阶段随后流入到下一阶段。在计算架构中，数据流由节点构成，形成按队列连接的图形。数据流模型提供流水线并行性，图形表示的是应用流或程序流，节点表示对数据应用的函数。

图 6 所示的是波束形成。方框表示处理阶段（操作），线条表示连接器，其中两个灰色块表示循环（“for_loop”）。

数据流能将数据细分，从而将计算流程划分为并行流，如图 7 所示，从而大幅提升性能。



WP520_07_033120

图 7：数据流图的横向划分（循环展开）

使用 Versal ACAP SIMD-VLIW 架构实现 SA 成像与 PW 成像数据流

在传统微处理器上实现超声模态数据流会产生与并行性和数据吞吐量有关的问题。350fps 下“B-模式”需要大约 6.08Gmult/s 的延迟和变迹值计算量。样本插值需要的计算量在 12.17Gmults/s，波束形成器需要的计算量大约在 3,028Gmult/s。它类似于仅有 30fps 的“流模式”，所有计算都通过单精度浮点运算完成。

一般来说，这样的计算量难以在嵌入式平台上实现，至少需要高性能台式机或是计算机集群。在表 1 中，我们将一些 CPU 的理论峰值性能与上述要求进行比较。

表 1: 理论峰值性能

	核心数	FP32/周期	频率 (MHz)	千兆/乘法次数
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

此外，在从 DDR 存储器 (DRAM) 向处理器传输大型数据集（例如本应用所示）时，大量数据超过缓存极限，导致与其他核心干扰相关的另外一些限制因素，理论上来说，性能下降幅度最高可达 10 倍。参见图 8。

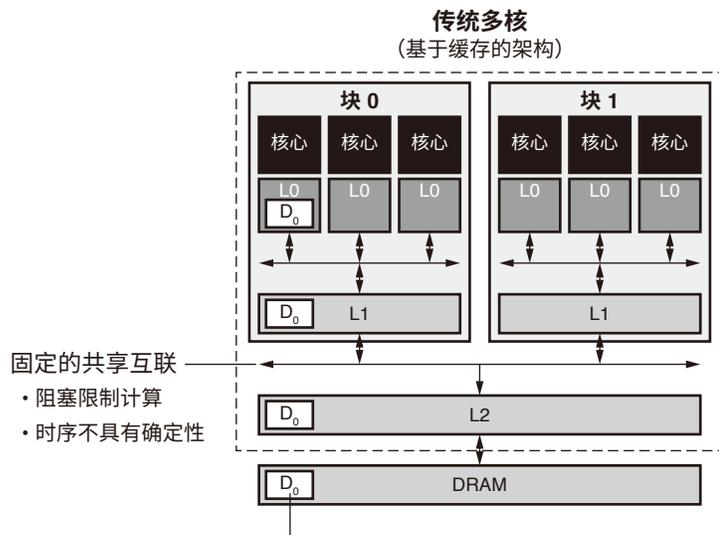
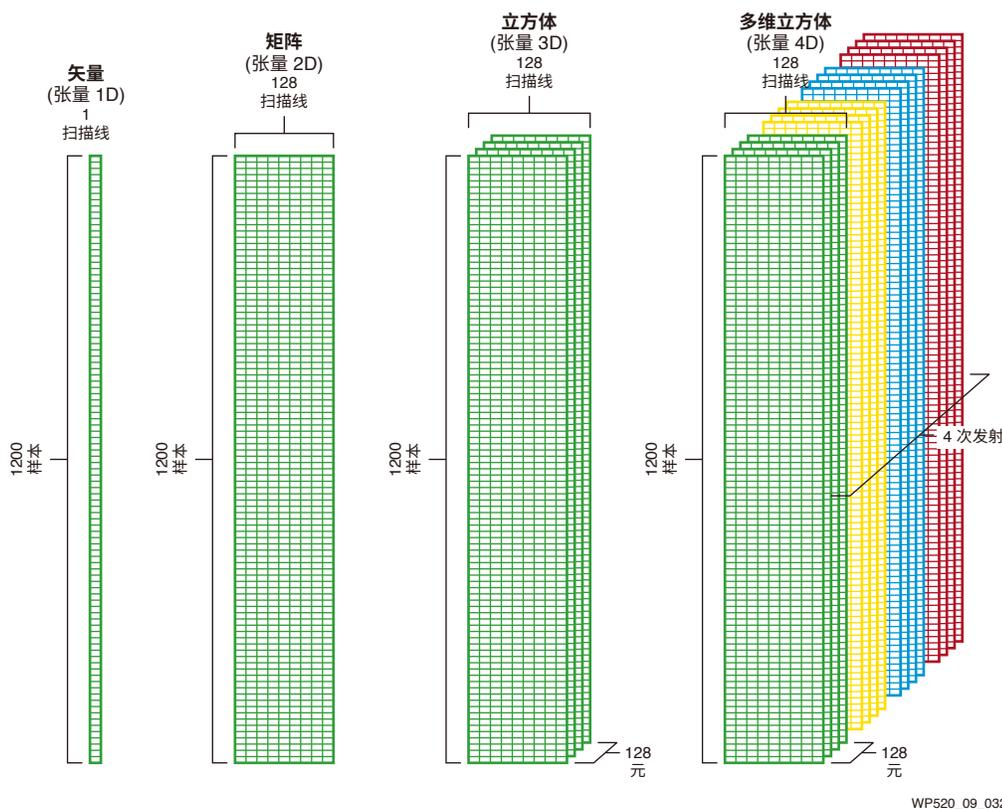


图 8: 传统的多核缓存架构

如果验证过诸如 SA 和 PW 等计算密集型问题的基本算法的本质，则有一个更好的选择。SA 和 PW 波束形成天然地适合用线性代数运算来表示。扫描线可以由一个矢量、一组带矩阵的扫描线、一组带矩阵或立

方体的换能器扫描线或一组带立方体矢量的发射集表示，具体参见图 9。这类表示就属于张量，如同深度神经网络使用的类型。



WP520_09_032820

图 9: SA 与 PW 波束形成的张量表示

使用具备下列重要特性的架构，能够高效地计算张量、内积、外积、向量-矩阵相乘、矩阵-矩阵相乘、滤波器、卷积和离散傅里叶变换：

- 以棋盘格（拼图块）结构组织的同构处理器元集合
- 一套用于连接处理器元的开关网格；该开关网格是用数据路径连接的可编程开关构成的规则结构
- 用于编排数据流的控制器
- 算法的局部开发，即数据移动通常限制在相邻处理元范围内
- 使用流水线技术实现处理器元的高利用率

Versal ACAP 采用基于拼图块的 AI 引擎架构，能够满足上述要求。拼图块中的处理元采用单指令多数据 (SIMD) 和超长指令字 (VLIW) 架构。参见图 10。

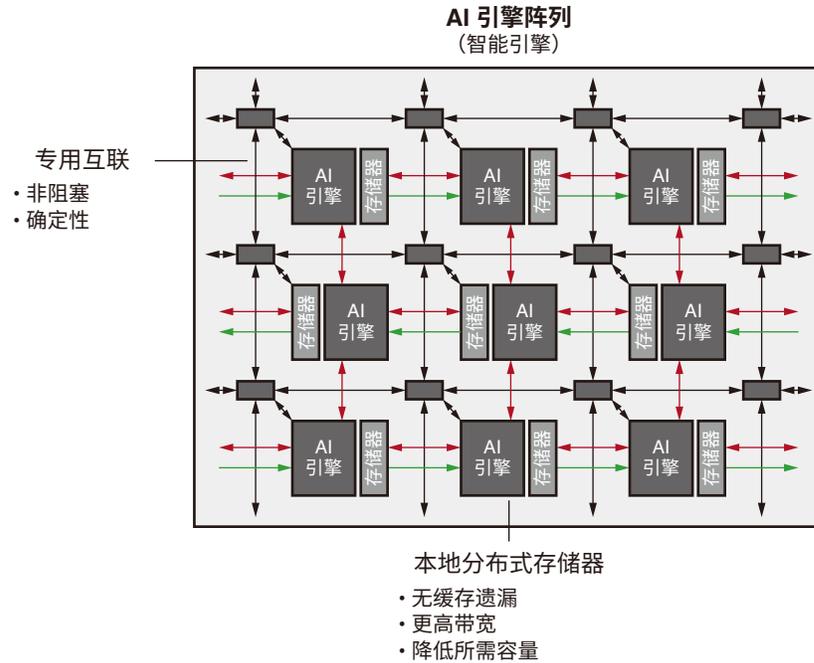


图 10: AI 引擎阵列

AI 引擎内置一个标量单元、一个矢量单元、两个负载单元、一个存储单元和一个存储器接口。标量单元内置：一个 32 位标量 RISC、一个 32x32 位标量乘法器，同时可支持正弦/余弦、平方根、平方根倒数等非线性函数。矢量单元内置：512 位矢量定点/整数单元和单精度浮点矢量单元，均支持多个矢量通道上的并发运算。每个 AI 引擎内置专用的单端口 16KB 程序存储器。

每个 AI 引擎块内置 32KB 数据存储器，其划分为八个单端口组，允许每个时钟周期最多八个并行存储器访问事务。

此外，数据存储器还内置 DMA 逻辑，可支持输入到本地存储器的传入流，从本地存储器向外输出的传出流，以及本地存储器中的缓冲流。通过支持二维跨越式访问，任何 AI 引擎都能访问东南西北方向上相邻 AI 引擎块中的数据存储器，从而允许单个 AI 引擎访问高达 128KB 的数据存储器，每周期访问四个存储器组，带宽超过 1 太字节/秒。参见图 11。

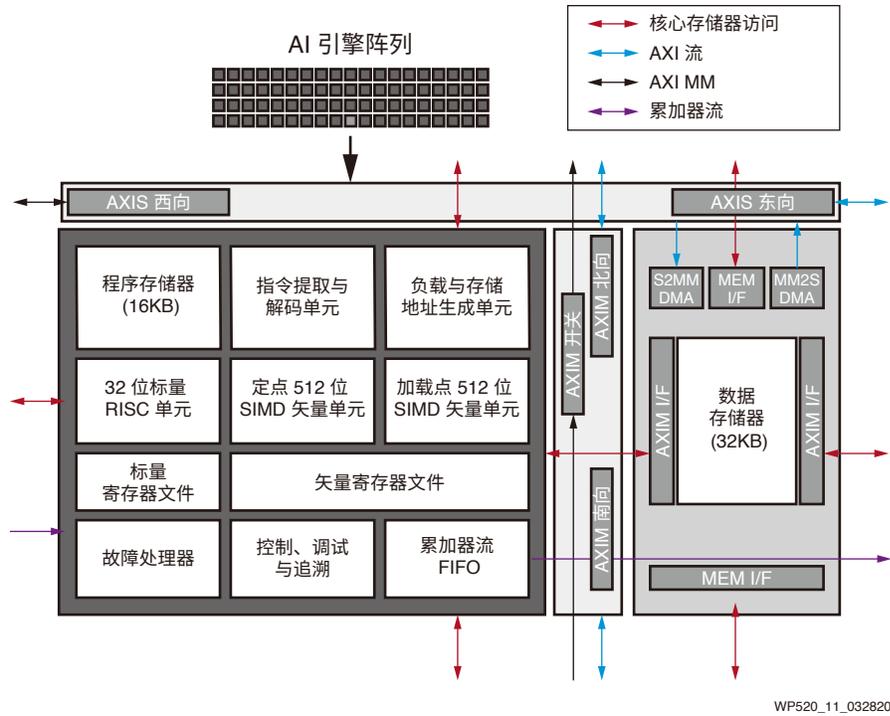


图 11: AI 引擎块

从计算角度，每个 AI 引擎块都具备乘法-累加处理能力，如图 12 所示。

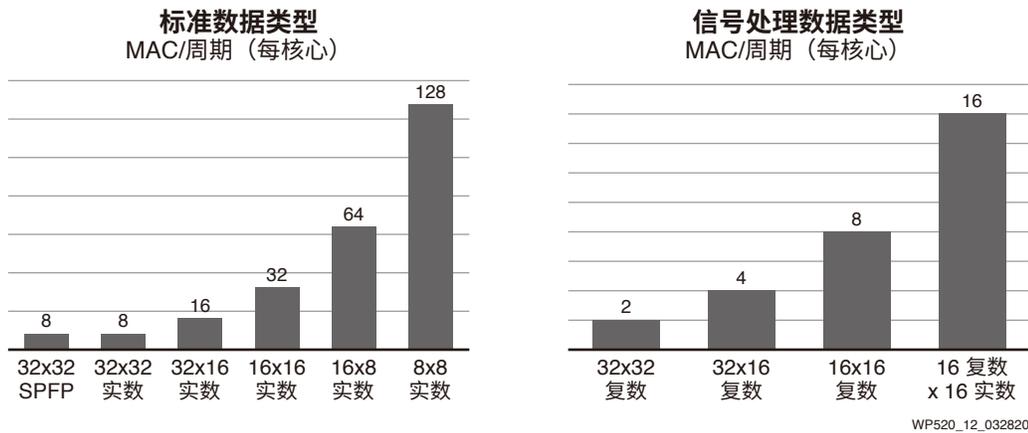
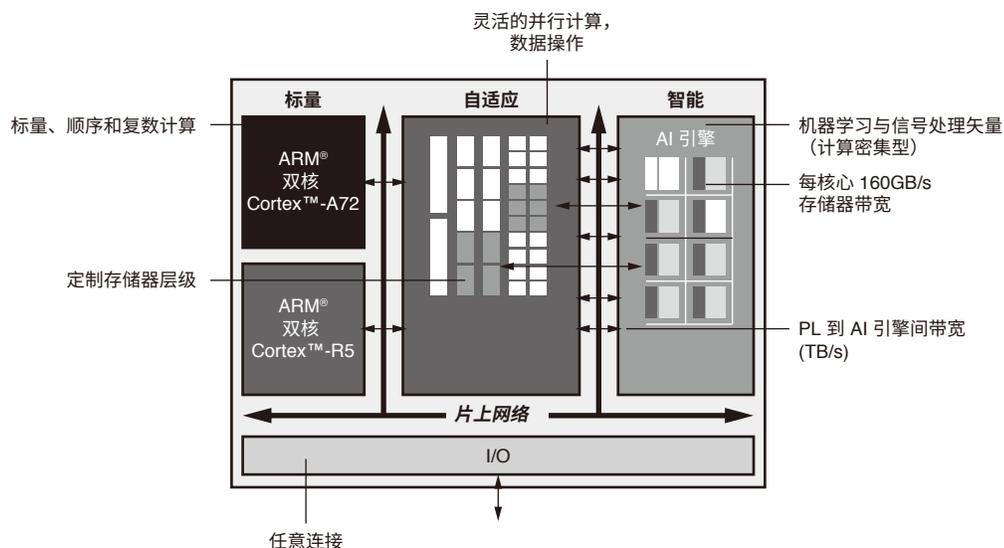


图 12: 以周期计的乘法-累加性能

“B-模式”的性能要求估计在 3,200Gmult/s 左右；因此根据图 12，在 1GHz 下，每个块能够每周期执行 8MAC，因此需要 $3,200/8=400$ 个块。

从宏观上看，AI 引擎能够实现 SA 和 PW 中数据流算法所需的所有不同结构。作为参考，在图 13 中，除了 AI 引擎以外，Versal ACAP 集成的特性还包括一个标量引擎、自适应引擎（可编程逻辑）、智能引擎（由 AI 引擎和 DSP 引擎共同构成）以及一个片上可编程网络 (NoC)。



WP520_13_041620

图 13: Versal ACAP 原理图

双核 Cortex-A72 64 位处理器用于托管操作系统（例如 Linux）以及执行与控制超声波处理有关的任务。该处理器为连接、编排和更新提供所需的一切功能，还为超声波采集所需的数字信号处理提供丰富的基础设施。

自适应部分（可编程逻辑）负责一切与采集有关的功能，其中包括控制 AFE、发送器，解调来自换能器的 I/Q 信号。此外，它还能对特定任务加速并对已采集数据从存储器到 AI 引擎的传输进行管理。

Versal ACAP 的可编程 NoC 是一种完全集成的高速全独占式纵横开关，用于管理 SA 成像和 PW 成像所需的超高带宽。NoC 的作用在于实现对全高全宽 PL 的无缝存储器映射访问，以便连接器件上需要使用大量数据的区域。它能够：

- 针对 DRAM 实现共享设备访问
- 在 PL 之间建立连接
- 对 AI 引擎阵列进行存储器映射访问，以便进行追溯和调试
- 在 PS、PL 和 AI 引擎阵列之间建立连接
- 在 PS 和 DDR 存储器之间建立连接

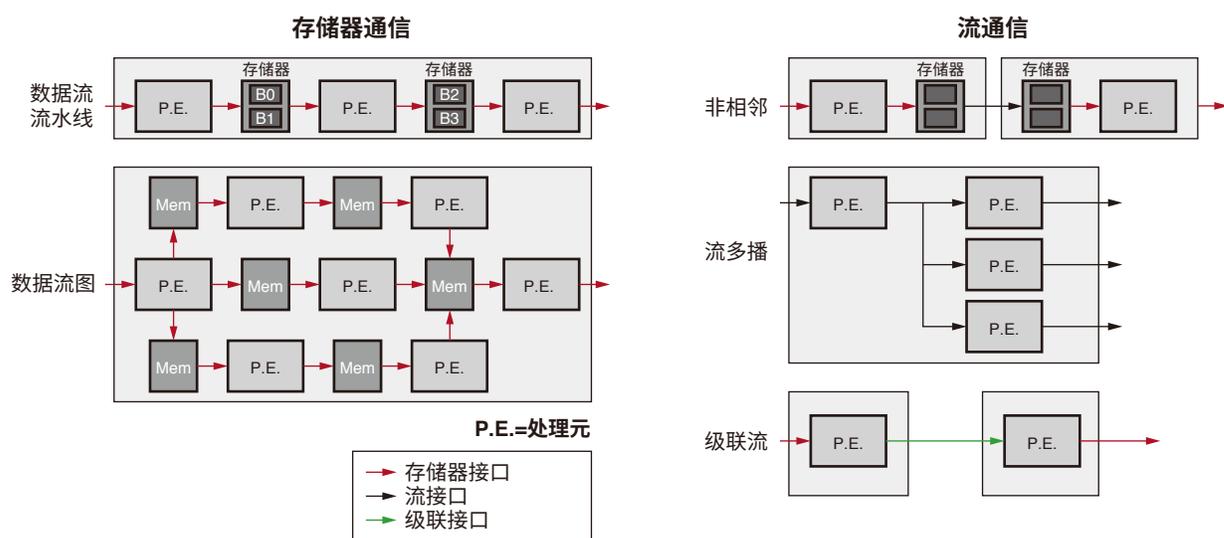
编程用于 SA 成像和 PW 成像的 AI 引擎

AI 引擎程序由使用 C++ 编写的流程图规格构成。该规格可以使用赛灵思提供的专用编译器编译并执行。流程图由节点和边缘构成，其中节点表示计算内核函数，边缘表示数据连接。

流程图的内核在数据流（无限长的类型值序列）上运行。这些数据流可以被分解为单独的块，而这些块由内核进行处理。内核消耗输入数据块并产出输出数据块。此外，内核还可以逐样本地访问数据流。

AI 引擎内核是一个指向 VLIW 矢量和标量处理器的 C/C++ 程序。

包括存储器通信和流通信在内，存在多种可能的通信配置，它们都是 SA 成像和 PW 成像的必要构建块。参见图 14。



WP520_14_032820

图 14: AI 引擎通信结构

消耗输入数据块的内核被称为输入窗口，产出输出数据块的内核被称为输出窗口。二者由 AIE 编译器根据流程图连接自动完成推断。

内核接收类型数据的输入流或输出流作为实参。PS 可用于动态加载、监测和控制 AI 引擎阵列上执行的数据流图。AI 引擎架构和编译器彼此配合，提供编程模型。两个流连接能够以透明方式共享同一物理通道，前提是它们的总通道占用率未达到 100%。除了在 AI 引擎的处理单元上运行以外，内核也能指定内核在 PL 上运行。图 15 所示的是 SA 成像和 PW 成像的概念图。黄色块将 PL 连接到橙色的 PL 内核块，后者又流到绿色的内核，进行延迟计算。一套内核随后并行启动并交替执行，交替的内核数决定并行程度。

和加速程度。随后，波束形成内核实例化其他内部内核，用于灰色块所示的内部计算。蓝色内核将波束形成数据流到 DDR 存储器。

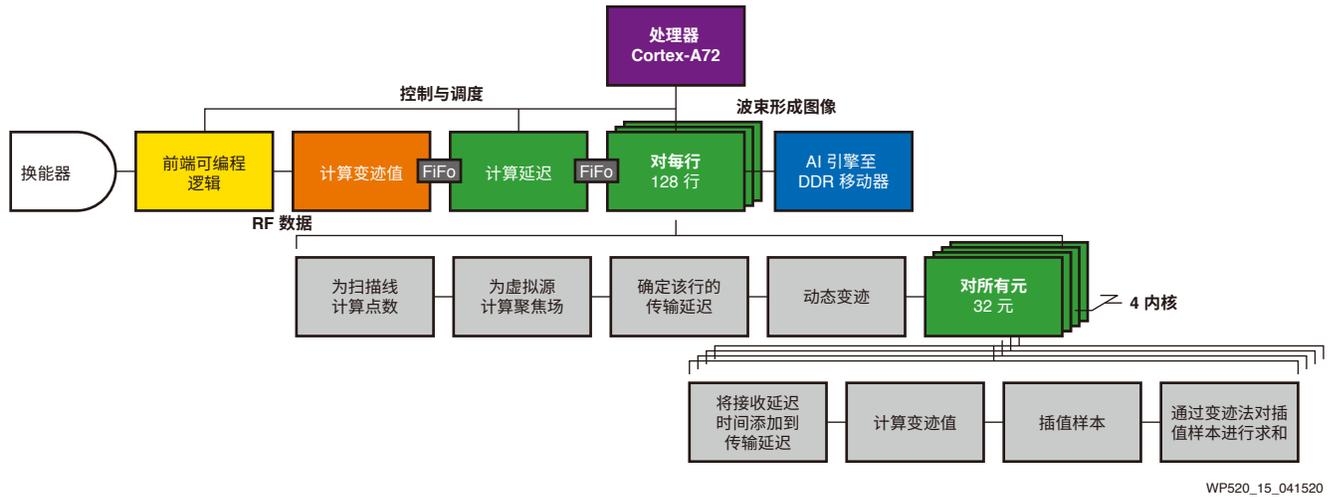


图 15: SA 和 PW 波束形成器的完整数据流图结构

总结与结论

合成孔径成像与平面波成像技术可以使用 Versal ACAP 与 AI 引擎以及相关的软件框架实现，为此类先进的超声波模态提供单芯片实现方案。对于先进的超声波系统，则可以使用一片以上的 Versal ACAP，借助 128 个换能器实现高达 2,000 帧/秒的更优性能。

附加信息

赛灵思网页

医疗成像、诊断和临床设备智能解决方案网页

<https://www.xilinx.com/applications/medical.html>

Versal ACAP 产品网页

<https://www.xilinx.com/products/silicon-devices/acap/versal.html>

Vitis 统一软件平台网页

<https://www.xilinx.com/products/design-tools/vitis/vitis-platform.html>

Vitis AI 开发环境

<https://www.xilinx.com/products/design-tools/vitis/vitis-ai.html>

其他网站

PYNQ: Python 生产力
<http://www.pynq.io/>

赛灵思 Vitis 库
https://github.com/Xilinx/Vitis_Libraries

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

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

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

其他赛灵思白皮书

[WP505](#) (v1.0.1) Versal: 首个自适应计算加速平台 (ACAP)

[WP506](#) (v1.0.2) 赛灵思 AI 引擎及其应用

鸣谢

赛灵思在此感谢 Jørgen Arendt Jensen 教授、博士就本白皮书介绍的 SA 和 PW 算法及应用为赛灵思提供大力支持。

参考资料

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. Kaczkowski, 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. Nytnes, 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. Saverly, 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) September 23, 2019 - Versal: The First Adaptive Compute Acceleration Platform (ACAP).

修订历史

下表列出了本文档的修订历史。

日期	版本	修订描述
04/17/2020	1.0	赛灵思初始版本。

免责声明

本文向贵司/您所提供的信息（下称“资料”）仅在对赛灵思产品进行选择和使用参考。在适用法律允许的最大范围内：(1) 资料均按“现状”提供，且不保证不存在任何瑕疵，赛灵思在此声明对资料及其状况不作任何保证或担保，无论是明示、暗示还是法定的保证，包括但不限于对适销性、非侵权性或任何特定用途的适用性的保证；且 (2) 赛灵思对任何因资料发生的或与资料有关的（含对资料的使用）任何损失或赔偿（包括任何直接、间接、特殊、附带或连带损失或赔偿，如数据、利润、商誉的损失或任何因第三方行为造成的任何类型的损失或赔偿），均不承担责任，不论该等损失或者赔偿是何种类或性质，也不论是基于合同、侵权、过失或是其他责任认定原理，即便该损失或赔偿可以合理预见或赛灵思事前被告知有发生该损失或赔偿的可能。赛灵思无义务纠正资料中包含的任何错误，也无义务对资料或产品说明书发生的更新进行通知。未经赛灵思公司的事先书面许可，贵司/您不得复制、修改、分发或公开展示本资料。部分产品受赛灵思有限保证条款的约束，请参阅赛灵思销售条款：<http://china.xilinx.com/legal.htm#tos>；IP 核可能受赛灵思向贵司/您签发的许可证中所包含的保证与支持条款的约束。赛灵思产品并非为故障安全保护目的而设计，也不具备此故障安全保护功能，不能用于任何需要专门故障安全保护性能的用途。如果把赛灵思产品应用于此类特殊用途，贵司/您将自行承担风险和责任。请参阅赛灵思销售条款：china.xilinx.com/legal.htm#tos。

关于与汽车相关用途的免责声明

汽车产品（产品部件号中标识为“XA”）不保证用于安全气囊的开发或用于影响车辆控制的应用（“安全应用”），除非在该赛灵思产品中具备故障安全保护或者额外功能，符合 ISO 26262 汽车安全标准（“安全设计”）。为安全起见，客户应在使用或分销任何集成有该产品的系统之前，对这些系统进行全面测试。在没有安全设计的安全应用中使用产品的风险完全由客户承担，仅受有关产品责任的适用法律和法规限制。