



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102551810 B

(45) 授权公告日 2014. 03. 12

(21) 申请号 201210062371. 3

(56) 对比文件

(22) 申请日 2012. 03. 09

CN 201984025 U, 2011. 09. 21,

CN 102068277 A, 2011. 05. 25,

(73) 专利权人 华南师范大学

US 2007/0069943 A1, 2007. 03. 29,

地址 510631 广东省广州市天河区石牌中山
大道西 55 号

审查员 谢春苓

(72) 发明人 邢达 许栋

(74) 专利代理机构 广州市华学知识产权代理有
限公司 44245

代理人 裘晖

(51) Int. Cl.

A61B 8/00 (2006. 01)

A61B 5/00 (2006. 01)

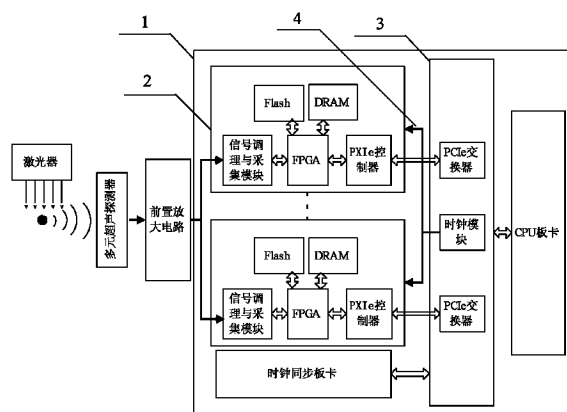
权利要求书2页 说明书6页 附图6页

(54) 发明名称

一种多通道同步实时数字化光声成像装置及
方法

(57) 摘要

本发明公开了一种多通道同步实时数字化光声成像装置及方法,装置包括激光器、多元超声探测器、前置放大电路和数据成像处理单元,数据成像处理单元包括 FPGA 采集卡、时钟同步板卡、PXIe 背板、CPU 板卡,可以实现至少 32 路同步光声信号采集处理。方法是多元超声探测器同步接收生物组织上因激光照射产生的光声信号,经放大后分别传送到若干个 FPGA 采集卡;每个 FPGA 采集卡对信号进行预处理、去卷积、连续小波变换、声光衰减补偿,然后以 P2P 方式传输到一块 FPGA 采集卡上采用 2-D 滤波反投影算法进行成像处理,最后将结构传输到上位机上。本发明是在 FPGA 处理器上完成的,并且模块化的设计简化了大规模探测器的扩展,有利于光声成像系统的临床应用。



1. 一种多通道同步实时数字化光声成像装置,其特征在于,包括激光器、依次相连的多元超声探测器、前置放大电路和数据成像处理单元,所述激光器发射激光照射到生物组织上产生光声信号,然后由多元超声探测器将光声信号转换为电压信号,再经前置放大电路放大传送到数据成像处理单元;

所述数据成像处理单元包括若干个 FPGA 采集卡、PXIe 背板、CPU 板卡和时钟同步板卡,每个 FPGA 采集卡均与前置放大电路信号连接;所述 PXIe 背板包括 PCIe/PCI 转接桥、PCIe 交换机,用于 CPU 板卡、FPGA 采集卡的连接及通信,所述 CPU 板卡与 FPGA 采集卡之间通过 PCIe 交换机进行数据传输,各个 FPGA 采集卡通过 PXIe 总线与 CPU 板卡进行通信;所述 FPGA 采集卡之间通过 PCIe 交换机进行采集卡之间的 P2P 数据传输,所述时钟同步板卡与 PXIe 背板连接,通过时钟总线提供系统差分时钟、差分同步信号、差分星型触发,并且向下兼容 PXI 时钟,实现多个 FPGA 采集卡的同步处理。

2. 根据权利要求 1 所述的多通道同步实时数字化光声成像装置,其特征在于,所述激光器为纳秒脉冲激光器,脉宽在 1-100ns 之间,波长在 532-1319nm 之间,照射到生物组织上的能量小于 $20\text{mJ}/\text{cm}^2$;

所述多元超声探测器的阵元数为 64、128、256、384 中的一种,探测器的主频从 100KHz 到 30MHz,与探测的光声信号主频匹配,多元超声探测器为线形、扇形、环形的多元超声探测器;

所述前置放大电路放大倍数在 25dB ~ 60dB 之间,带宽在 100KHz ~ 100MHz 之间,前置放大电路前端设计了阻抗变换电路,调谐电路用来与多元超声探测器实现阻抗匹配。

3. 根据权利要求 1 所述的多通道同步实时数字化光声成像装置,其特征在于,所述 FPGA 采集卡包括信号调理与采集模块、FPGA 控制器、PXIe 控制器和 DRAM,所述信号调理与采集模块、PXIe 控制器和 DRAM 均分别与 FPGA 控制器相连, PXIe 控制器与 PXIe 背板中的 PCIe 交换机相连。

4. 根据权利要求 3 所述的多通道同步实时数字化光声成像装置,其特征在于,所述 FPGA 控制器包括 FIFO 模块、主控制单元、内部 RAM、CMT 和 DSP48E Slices;所述信号调理与采集模块将输入的模拟信号转换成串行的数字信号后通过总线输入到 FIFO 模块, FIFO 模块将信号传输到主控制单元,然后通过 DSP48E Slices 进行相关的运算并将结果存储在内部 RAM 里面, CMT 提供 FPGA 采集卡内部运行时钟及外部、DRAM、PXIe 时钟;

信号调理与采集模板、FIFO 模块之间的总线包括数据总线、控制总线及时钟,数据总线为 LVDS 传输;

所述信号调理与采集模块包括 VCA、A/D 转换模块、串行控制模块、LVDS 转换模块,用于将输入的模拟信号转换成 LVDS 输出。

5. 根据权利要求 1 所述的多通道同步实时数字化光声成像装置,其特征在于,所述 PXIe 背板采用工业标准,为 9 槽,14 槽,18 槽的 PXIe 背板;

所述 CPU 板卡包括内存、CPU、硬盘、USB 接口、GPIB 接口和 RS232 接口。

6. 一种多通道同步实时数字化光声成像方法,其特征在于,包括以下步骤:

(1) 激光器发射激光照射到生物组织上产生光声信号,并产生同步采集信号触发 FPGA 采集卡,多元超声探测器同步接收产生的光声信号并将其转换为电压信号,经前置放大电路放大后分别传送到数据成像处理单元中的若干个 FPGA 采集卡;

(2) 每个 FPGA 采集卡中的信号调理与采集模块对信号进行放大及滤波,然后经 A/D 转换发送到 FPGA 控制器,FPGA 控制器对信号进行去卷积、连续小波变换、声光衰减补偿,最后将信号通过 PXIe 背板中的 PCIe 交换器以 P2P 数据传输方式传输到其中一块设定的 FPGA 采集卡上;

(3) 该设定的 FPGA 采集卡对所有信号采用 2-D 滤波反投影算法进行成像处理,然后将处理后的数据通过 DMA 通道传输到 CPU 板卡上,从而在上位机上通过显示、存储、图像调节实现实时显示及动态回放、三维显示。

7. 根据权利要求 6 所述的多通道同步实时数字化光声成像方法,其特征在于,所述步骤(2)中采用的去卷积具体是采用如下算法:

(2-1-1) 获得初始化信号:将直径为 10-20 个微米之间的激光聚焦到黑胶带表面,然后用多元超声探测器接收产生的光声信号,经过信号调理与采集模块后再通过 FPGA 采集卡进行采集,得到系统的脉冲响应,即初始化信号;

(2-1-2) 去卷积:把当前传递到 FPGA 控制器的光声信号与步骤(2-1-1)得到的初始化信号进行逆卷积运算,进而得到反映样品吸收特性的原始光声信号。

8. 根据权利要求 6 所述的多通道同步实时数字化光声成像方法,其特征在于,所述步骤(2)中采用的连续小波变换具体是采用如下算法:将去卷积的信号进行以高斯函数的三阶导数为母小波的九阶小波分解,然后通过权重因子增加信号的高频成分进行小波重构。

9. 根据权利要求 6 所述的多通道同步实时数字化光声成像方法,其特征在于,所述步骤(2)中采用的声光衰减补偿是按照指数增长方式进行补偿,增长系数与深度成线性关系。

10. 根据权利要求 6 所述的多通道同步实时数字化光声成像方法,其特征在于,所述步骤(3)中采用的 2-D 滤波反投影算法具体是采用如下步骤:

(3-1-1) 通过去卷积、连续小波变换及声光衰减补偿得到多元超声探测器的每个阵元接收到的实际光声信号;

(3-1-2) 将多元超声探测器每个阵元的实际光声信号依照光吸收点到该阵元的距离进行索引,并将索引值乘以权重因子后作为该阵元在该光吸收点处的光声信号值,并以此完成所有吸收点的光声信号值;所述多元超声探测器的权重因子是指多元超声探测器的指向性函数,该指向性函数跟整个多元超声探测器的宽度、阵元大小及超声对多元超声探测器的入射角有关;

(3-1-3) 成像区域的各个光吸收点的光声信号值为所有阵元在该处的投影值的叠加。

一种多通道同步实时数字化光声成像装置及方法

技术领域

[0001] 本发明涉及光声成像研究领域,特别涉及一种多通道同步实时数字化光声成像装置及方法。

背景技术

[0002] 目前光声成像已经成为当前医学影像技术研究的一大热点,光声成像是一种非电离和非侵入性的无损检测技术,可以反映生物组织的结构特征、代谢状态和病变特征。它结合了纯光学成像和超声成像的优点,可得到高分辨率和高对比度的生物组织结构和功能成像。而且光声成像可以很容易的与超声成像结合起来,提供多功能的影像诊断。

[0003] 光声成像系统经历了从单元采集、多元相控的采集、多通道的切换采集,多通道同步并行采集的设计过程,采集时间大大地缩短了。但由于目前的成像系统都是将采集到的数据在上位机通过一定的成像算法进行处理,因此成像时间受到上位机的处理速度的限制。

[0004] 申请号为 CN200610035700. X 的专利申请公开了多通道电子并行扫描光声实时层析成像的方法及其装置。该装置包括激光器、高密度阵列超声换能器、多通道电子并行扫描电路、计算机。多通道电子并行扫描电路包括时间增益放大器、二阶信号滤波、AD 转换、FPGA 数据处理, FPGA 的数据处理包括去探测器的脉冲响应、数字滤波,动态聚焦多波束数字合成。该方法操作方便,控制也比较简单,采用多波束合成,提高了分辨率和信噪比,可以实现层析成像,但仍然有一些不足:1、成像算法是在上位机完成,大大降低了计算机的处理速度,无法完成从采集到成像的实时性;2、由于采用独立的板卡进行采集处理,板卡间没有通信能力,因此无法完成多通道的板卡扩展,对于大规模的多通道(至少是 256 通道)采集处理只能采取阵元切换的方式,大大降低了成像的处理速度。

[0005] 因此,需要提供一种多通道且能够同步实时地进行数字化光声成像装置及方法。

发明内容

[0006] 本发明的主要目的在于克服现有技术的缺点与不足,提供一种多通道同步实时数字化光声成像装置,该装置制作设计简单、稳定性高,数据的吞吐量大、传输速率及带宽高,应用比较灵活。本发明还提供了一种基于上述多通道同步实时数字化光声成像装置的成像方法。

[0007] 本发明的一个目的通过以下的技术方案实现:一种多通道同步实时数字化光声成像装置,包括激光器、依次相连的多元超声探测器、前置放大电路和数据成像处理单元,所述激光器发射激光照射到生物组织上产生光声信号,然后由多元超声探测器将光声信号转换为电压信号,再经前置放大电路放大传送到数据成像处理单元;

[0008] 所述数据成像处理单元包括若干个 FPGA(Field — Programmable Gate Array,现场可编程门阵列)采集卡、PXIe (PCI eXtensions for Instrumentation Express,面向仪器系统的 PCI 扩展)背板、CPU 板卡和时钟同步板卡,每个 FPGA 采集卡均与前置放大电路信

号连接；所述 PXIe 背板包括 PCIe/PCI 转接桥、PCIe 交换器，用于 CPU 板卡、FPGA 采集卡的连接及通信，所述 CPU 板卡与 FPGA 采集卡之间通过 PCIe 交换器进行数据传输，各个 FPGA 采集卡通过 PXIe 总线与 CPU 板卡进行通信；所述 FPGA 采集卡之间通过 PCIe 交换器进行采集卡之间的 P2P (Peer-to-Peer, 点对点) 数据传输，所述时钟同步板卡与 PXIe 背板连接，通过时钟总线提供系统差分时钟、差分同步信号、差分星型触发，并且向下兼容 PXI 时钟，实现多个 FPGA 采集卡的同步处理。

[0009] 优选的，所述激光器为纳秒脉冲激光器，脉宽在 1-100ns 之间，波长在 532-1319nm 之间，照射到生物组织上的能量小于 $20\text{mJ}/\text{cm}^2$ 。

[0010] 优选的，所述多元超声探测器的阵元数为 64、128、256、384 中的一种，探测器的主频从 100KHz 到 30MHz，与探测的光声信号主频匹配，多元超声探测器为线形、扇形、环形及其它形状的多元超声探测器。

[0011] 优选的，所述前置放大电路放大倍数在 25dB ~ 60dB 之间，带宽在 100KHz ~ 100MHz 之间，前置放大电路前端设计了阻抗变换电路，调谐电路用来与多元超声探测器实现阻抗匹配。

[0012] 具体的，所述 FPGA 采集卡包括信号调理与采集模块、FPGA 控制器、PXIe 控制器和 DRAM (Dynamic Random Access Memory, 动态随机存储器)，所述信号调理与采集模块、PXIe 控制器和 DRAM 均分别与 FPGA 控制器相连，PXIe 控制器与 PXIe 背板中的 PCIe 交换器相连。

[0013] 更进一步的，所述 FPGA 控制器包括 FIFO (First Input First Output, 先进先出数据缓存器) 模块、主控制单元、内部 RAM (Random Access Memory, 随机存储器)、CMT (Clock Management Tile, 时钟管理模块) 和 DSP48E Slices；所述信号调理与采集模块将输入的模拟信号转换成串行的数字信号后通过总线输入到 FIFO 模块，FIFO 模块将信号传输到主控制单元，然后通过 DSP48E Slices 进行相关的运算并将结果存储在内部 RAM 里面，CMT 提供 FPGA 采集卡内部运行时钟及外部、DRAM、PXIe 时钟。

[0014] 作为优选，所述信号调理与采集模块同 FIFO 模块之间的总线包括数据总线、控制总线及时钟，数据总线为 LVDS (Low-Voltage Differential Signaling, 低压差分信号) 传输。

[0015] 更进一步的，所述信号调理与采集模块包括 VCA (Variable Gain Amplifier, 可变增益放大器)、A/D 转换模块、串行控制模块、LVDS 转换模块，用于将输入的模拟信号转换成 LVDS 输出。

[0016] 优选的，所述 PXIe 背板采用工业标准，可以为 9 槽，14 槽，18 槽甚至是其它符合工业标准的 PXIe 背板。

[0017] 优选的，所述 CPU 板卡包括内存、CPU、硬盘、USB 接口、GPIB 接口和 RS232 接口。

[0018] 本发明的另一个目的通过以下的技术方案实现：一种多通道同步实时数字化光声成像方法，包括以下步骤：

[0019] (1) 激光器发射激光照射到生物组织上产生光声信号，并产生同步采集信号触发 FPGA 采集卡，多元超声探测器同步接收产生的光声信号并将其转换为电压信号，经前置放大电路放大后分别传送到数据成像处理单元中的若干个 FPGA 采集卡；

[0020] (2) 每个 FPGA 采集卡中的信号调理与采集模块对信号进行放大及滤波，然后经 A/D 转换发送到 FPGA 控制器，FPGA 控制器对信号进行去卷积、连续小波变换 (Continuous

Wavelet Transform, CWT)、声光衰减补偿,最后将信号通过 PXIe 背板中的 PCIe 交换器以 P2P 数据传输方式传输到其中一块设定的 FPGA 采集卡上;

[0021] (3) 该设定的 FPGA 采集卡对所有信号采用 2-D 滤波反投影算法进行成像处理,然后将处理后的数据通过 DMA 通道传输到 CPU 板卡上,从而在上位机上通过显示、存储、图像调节实现实时显示及动态回放、三维显示。

[0022] 具体的,所述步骤(2)中采用的去卷积具体是采用如下算法:

[0023] (2-1-1) 获得初始化信号:将直径为 10-20 个微米之间的激光聚焦到黑胶带表面,然后用多元超声探测器接收产生的光声信号,经过信号调理与采集模块后再通过 FPGA 采集卡进行采集,得到系统的脉冲响应,即初始化信号;

[0024] (2-1-2) 去卷积:把当前传递到 FPGA 控制器的光声信号与步骤(2-1-1)得到的初始化信号进行逆卷积运算,进而得到反映样品吸收特性的原始光声信号。

[0025] 具体的,所述步骤(2)中采用的连续小波变换具体是采用如下算法:将去卷积的信号进行以高斯函数的三阶导数为母小波的九阶小波分解,然后通过权重因子增加信号的高频成分进行小波重构。采用连续小波变换可以使采集到的生物组织图像边界更加锐利。

[0026] 具体的,所述步骤(2)中采用的声光衰减补偿是按照指数增长方式进行补偿,增长系数与深度成线性关系。由于声和光在深度方向传播时会产生衰减,从而随着成像深度的加深,图像的对比度会变差。声和光在组织中都是指数衰减,光的衰减跟组织的衰减系数及深度有关,声的衰减跟组织的声衰减系数、声的频率及深度有关。基于上面原因,本发明中光声成像中的声光衰减补偿是对光和声都进行补偿,按照指数增长方式,增长系数与深度成线性关系。

[0027] 具体的,所述步骤(3)中采用的 2-D 滤波反投影算法具体是采用如下步骤:

[0028] (3-1-1) 通过去卷积、连续小波变换及声光衰减补偿得到多元超声探测器的每个阵元接收到的实际光声信号;

[0029] (3-1-2) 将多元超声探测器每个阵元的实际光声信号依照光吸收点到该阵元的距离进行索引,并将索引值乘以权重因子后作为该阵元在该光吸收点处的光声信号值,并以此完成所有吸收点的光声信号值;

[0030] (3-1-3) 成像区域的各个光吸收点的光声信号值为所有阵元在该处的投影值的叠加。

[0031] 更进一步的,所述多元超声探测器的权重因子是指多元超声探测器的指向性函数,该指向性函数跟整个多元超声探测器的宽度、阵元大小及超声对多元超声探测器的入射角有关。由于多元超声探测器的每个阵元都有一定的尺寸,在接收信号时都有一定的接收范围,因此在计算时需要考虑多元超声探测器的指向性函数。

[0032] 本发明与现有光声成像技术相比,具有如下优点和有益效果:

[0033] 1、本发明采用 FPGA 采集卡+时钟同步板卡+PXIe 背板+CPU 板卡的结构。模块化的设计减小了 PCB 的布板难度,增加了硬件电路的抗干扰能力。高稳定,高精度的高速时钟减小了板卡间的延时,增加了光声成像系统的稳定性。

[0034] 2、本发明中 FPGA 采集卡采用具有 DSP48E Slices 的 FPGA 处理器,只需要通过嵌入式 FPGA 处理器就可以完成光声成像的采集控制、光声信号的成像算法,不需要专用的 DSP 处理器来进行数字化的处理,大大简化了现有光声成像系统硬件电路的设计难度。

[0035] 3、由于从光声信号的采集到成像及上位机的显示所用时间为十几毫秒，完全可以满足实时性成像的要求。而且采用上位机的帧图像实时存储，可以通过回放的方式进行扫描区域的三维显示及静态分析。

[0036] 4、本发明中的数据采集处理及成像算法都在嵌入式处理器中完成，不需要通过上位机软件来处理，因此相比于现有的多元光声成像系统更易于临床应用。

附图说明

[0037] 图 1 是本发明装置的结构原理图；

[0038] 图 2 是本发明装置中数据成像处理单元的结构原理图；

[0039] 图 3 是本发明方法的流程示意图；

[0040] 图 4 是本发明方法中小波分解及小波重构原理图；

[0041] 图 5 (a) 是实施例 1 光衰减及声衰减补偿前原始信号图；

[0042] 图 5 (b) 是实施例 1 光衰减及声衰减补偿算法中采用的增益补偿特性曲线；

[0043] 图 5 (c) 是实施例 1 光衰减及声衰减补偿后的信号图；

[0044] 图 6 是本发明方法中 2-D 滤波反投影算法的原理图。

[0045] 其中：1—数据成像处理单元、2—FPGA 采集卡、3—PXIe 背板、4—时钟总线、5—信号调理与采集模块、6—FPGA 控制器、7—数据总线、8—小波变换系数、9—小波重构权重因子、10—多元超声探测器、11—多元探测探测器的单个阵元、12—成像的样品、13—光吸收点、14—光吸收点到阵元的距离、15—超声对探测器的入射角、16—按光吸收点到探测器距离索引的信号。

具体实施方式

[0046] 下面结合实施例及附图对本发明作进一步详细的描述，但本发明的实施方式不限于此。

[0047] 实施例 1

[0048] 如图 1 所示，一种多通道同步实时数字化光声成像装置，包括激光器、依次相连的多元超声探测器、前置放大电路和数据成像处理单元 1，所述激光器发射激光照射到生物组织上产生光声信号，然后由多元超声探测器将光声信号转换为电压信号，再经前置放大电路放大传送到数据成像处理单元 1。在本实施例中，激光器为波长 1064nm、频率 10Hz、脉宽 8ns 的 Nd:YAG 激光器。所述多元超声探测器的阵元数为 64，主频为 7.5MHz。前置放大电路增益为 25dB，带宽为 50MHz。前置放大电路前端还设计了阻抗变换，调谐电路用来与多元超声探测器实现阻抗匹配。

[0049] 如图 1 和 2 所示，所述数据成像处理单元 1 包括若干个 FPGA 采集卡 2、PXIe 背板 3、CPU 板卡和时钟同步板卡，每个 FPGA 采集卡 2 均与前置放大电路信号连接；所述 PXIe 背板 3 包括 PCIe/PCI 转接桥、PCIe 交换器，用于 CPU 板卡、FPGA 采集卡 2 的连接及通信，所述 CPU 板卡与 FPGA 采集卡 2 之间通过 PCIe 交换器进行数据传输，各个 FPGA 采集卡 2 通过 PXIe 总线与 CPU 板卡进行通信；所述 FPGA 采集卡 2 之间通过 PCIe 交换器进行采集卡之间的 P2P 数据传输，所述时钟同步板卡与 PXIe 背板 3 连接，通过时钟总线 4 提供系统差分时钟、差分同步信号、差分星型触发，并且向下兼容 PXI 时钟，实现多个 FPGA 采集卡 2 的同步

处理。

[0050] 如图 1 所示,在本实施例中,所述 FPGA 采集卡 2 包括信号调理与采集模块 5、FPGA 控制器 6、PXIe 控制器和 DRAM,所述信号调理与采集模块 5、PXIe 控制器和 DRAM 均分别与 FPGA 控制器 6 相连, PXIe 控制器与 PXIe 背板 3 中的 PCIe 交换器相连。其中,所述信号调理与采集后的总线传输包括数据总线 7、控制总线及时钟,数据总线为 LVDS 传输。同时,所述信号调理与采集模块 5 包括 VCA、A/D 转换模块、串行控制模块、LVDS 转换模块,用于将输入的模拟信号转换成 LVDS 输出。

[0051] 如图 2 所示,所述 FPGA 控制器 6 包括 FIFO 模块、主控制单元、内部 RAM、CMT 和 DSP48E Slices;所述信号调理与采集模块 5 将输入的模拟信号转换成串行的数字信号后通过总线输入到 FIFO 模块, FIFO 模块将信号传输到主控制单元,然后通过 DSP48E Slices 进行相关的运算并将结果存储在内部 RAM 里面, CMT 提供 FPGA 采集卡内部运行时钟及外部、DRAM、PXIe 时钟。

[0052] 一般的 PXIe 背板采用工业标准,可以为 9 槽, 14 槽, 18 槽甚至是其它符合工业标准的 PXIe 背板。本实施例中选用 14 槽。

[0053] 所述 CPU 板卡包括内存、CPU、硬盘、USB 接口、GPIB 接口和 RS232 接口。

[0054] 如图 3 所示,本发明一种多通道同步实时数字化光声成像方法,包括以下步骤:

[0055] (1) 激光器发射激光照射到生物组织上产生光声信号,并产生同步采集信号触发 FPGA 采集卡,多元超声探测器同步接收产生的光声信号并将其转换为电压信号,经前置放大电路放大后分别传送到数据成像处理单元 1 中的若干个 FPGA 采集卡;

[0056] (2) 每个 FPGA 采集卡中的信号调理与采集模块对信号进行放大及滤波,然后经 A/D 转换发送到 FPGA 控制器, FPGA 控制器对信号进行去卷积、连续小波变换、声光衰减补偿,最后将信号通过 PXIe 背板中的 PCIe 交换器以 P2P 数据传输方式传输到其中一块设定的 FPGA 采集卡上;

[0057] (3) 该设定的 FPGA 采集卡对所有信号采用 2-D 滤波反投影算法进行成像处理,然后将处理后的数据通过 DMA 通道传输到 CPU 板卡上,从而在上位机上通过显示、存储、图像调节实现实时显示及动态回放、三维显示。

[0058] 所述步骤(2)中采用的去卷积具体是采用如下算法:

[0059] (2-1-1) 获得初始化信号:将直径为 10-20 个微米之间的激光聚焦到黑胶带表面,然后用多元超声探测器接收产生的光声信号,经过信号调理与采集模块后再通过 FPGA 采集卡进行采集,得到系统的脉冲响应,即初始化信号;

[0060] (2-1-2) 去卷积:把当前传递到 FPGA 控制器的光声信号与步骤(2-1-1)得到的初始化信号进行逆卷积运算,进而得到反映样品吸收特性的原始光声信号。

[0061] 所述步骤(2)中采用的连续小波变换具体是采用如下算法:将去卷积的信号进行以高斯函数的三阶导数为母小波的九阶小波分解,然后通过权重因子增加信号的高频成分进行小波重构。采用连续小波变换可以使采集到的生物组织图像边界更加锐利。连续小波变换原理如图 4 所示,由于高斯函数的三阶导数与光声信号的 N 形波比较接近,这里是通过将光声信号进行以高斯函数的三阶导数为母小波的九阶小波分解,小波变换系数 8 通过小波重构权重因子 9 增加信号的高频成分进行小波重构。

[0062] 由于脉冲激光以及与频率相关的超声在组织中传播时随着深度的增加成指数衰

减。因此在做深度方向的光声成像时需要对衰减进行补偿,采用的声光衰减补偿是按照指数增长方式进行补偿,增长系数与深度成线性关系。对于本实施例中如图 5 (a) 所示的光衰减及声衰减补偿前原始信号,采用图 5 (b) 所示的增益补偿特性曲线进行光衰减及声衰减补偿,最终得到图 5 (c) 所示的光衰减及声衰减补偿后的信号图。

[0063] 2-D 滤波反投影是基于一维滤波反投影的重建算法。其工作原理如图 6 所示,具体是采用如下步骤:

[0064] (3-1-1) 通过去卷积、连续小波变换及声光衰减补偿得到多元超声探测器 10 的每个阵元 11 接收到的实际光声信号 16 ;

[0065] (3-1-2) 如本实施例图 6 中所示,对于光吸收点 13,将多元超声探测器 10 中每个阵元 11 的实际光声信号 16 依照光吸收点 13 到该阵元的距离 14 进行索引,并将索引值乘以权重因子后作为该阵元在该光吸收点 13 处的光声信号值,并以此完成所有吸收点的光声信号值。

[0066] (3-1-3) 成像区域的各个光吸收点的光声信号值为所有阵元在该处的投影值的叠加。

[0067] 所述多元超声探测器的权重因子是指多元超声探测器的指向性函数,由于多元超声探测器 10 的每个阵元 11 都有一定的尺寸,在接收信号时都有一定的接收范围,因此需要考虑多元超声探测器的指向性函数,指向性函数跟整个多元超声探测器的宽度、阵元大小及超声对多元超声探测器的入射角 15 有关。

[0068] 上述实施例为本发明较佳的实施方式,但本发明的实施方式并不受上述实施例的限制,其他的任何未背离本发明的精神实质与原理下所作的改变、修饰、替代、组合、简化,均应为等效的置换方式,都包含在本发明的保护范围之内。

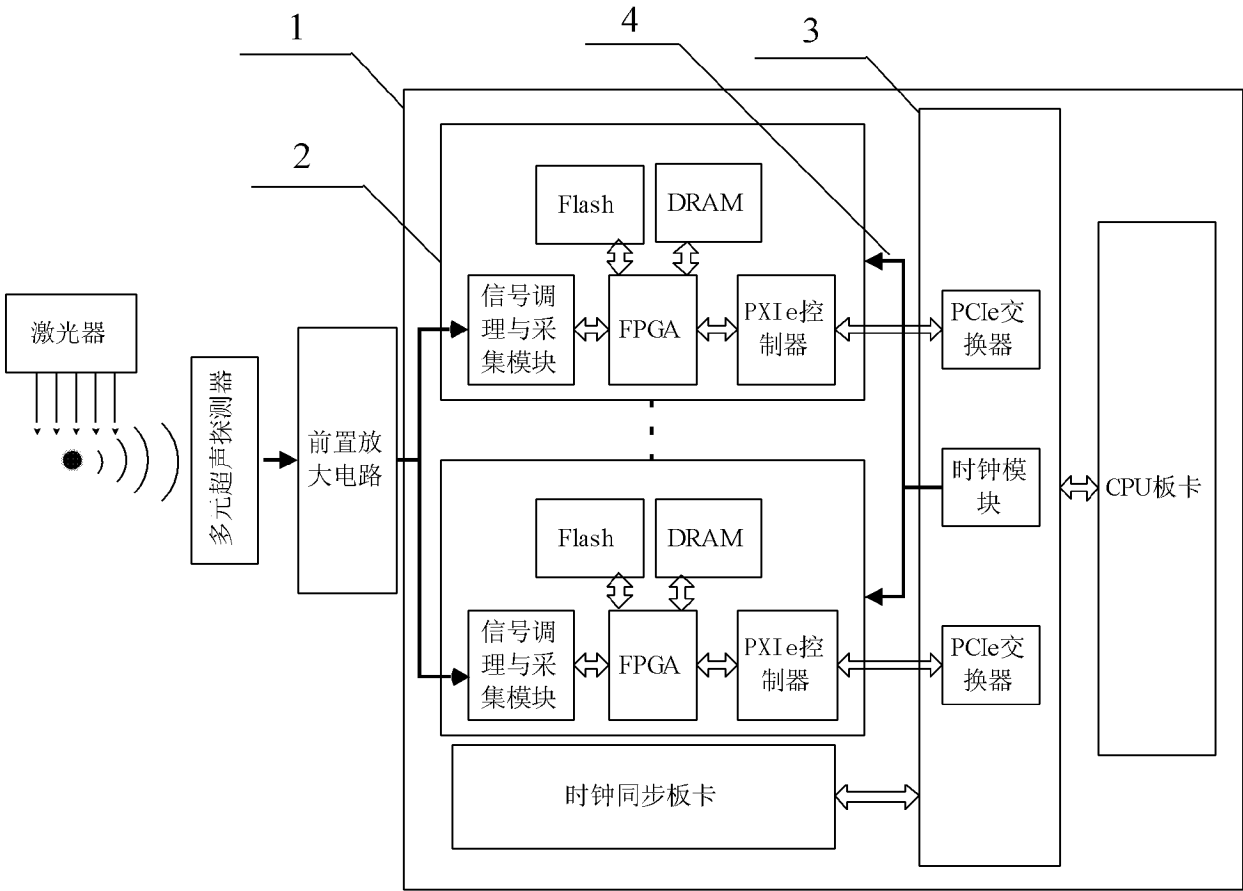


图 1

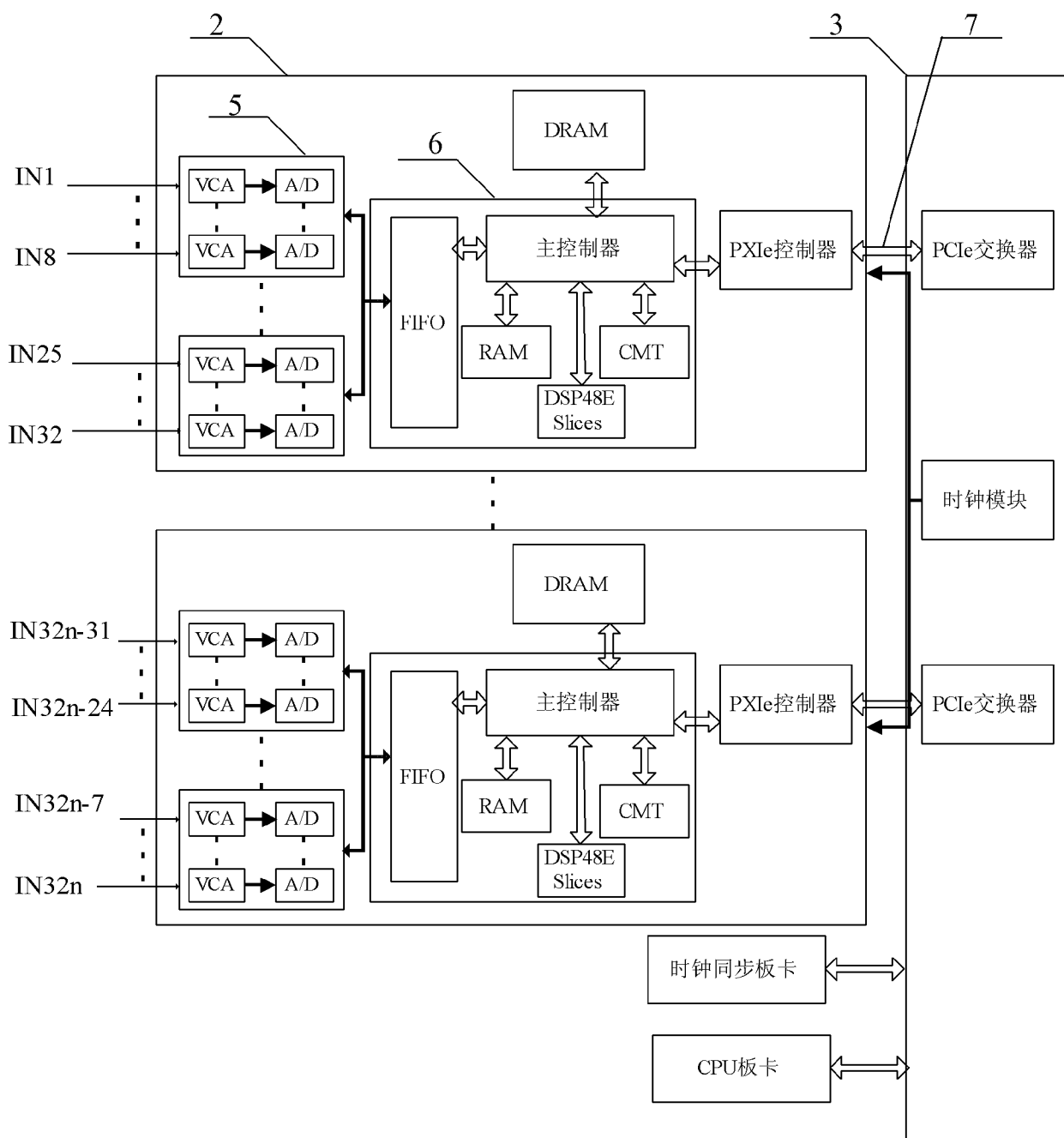


图 2

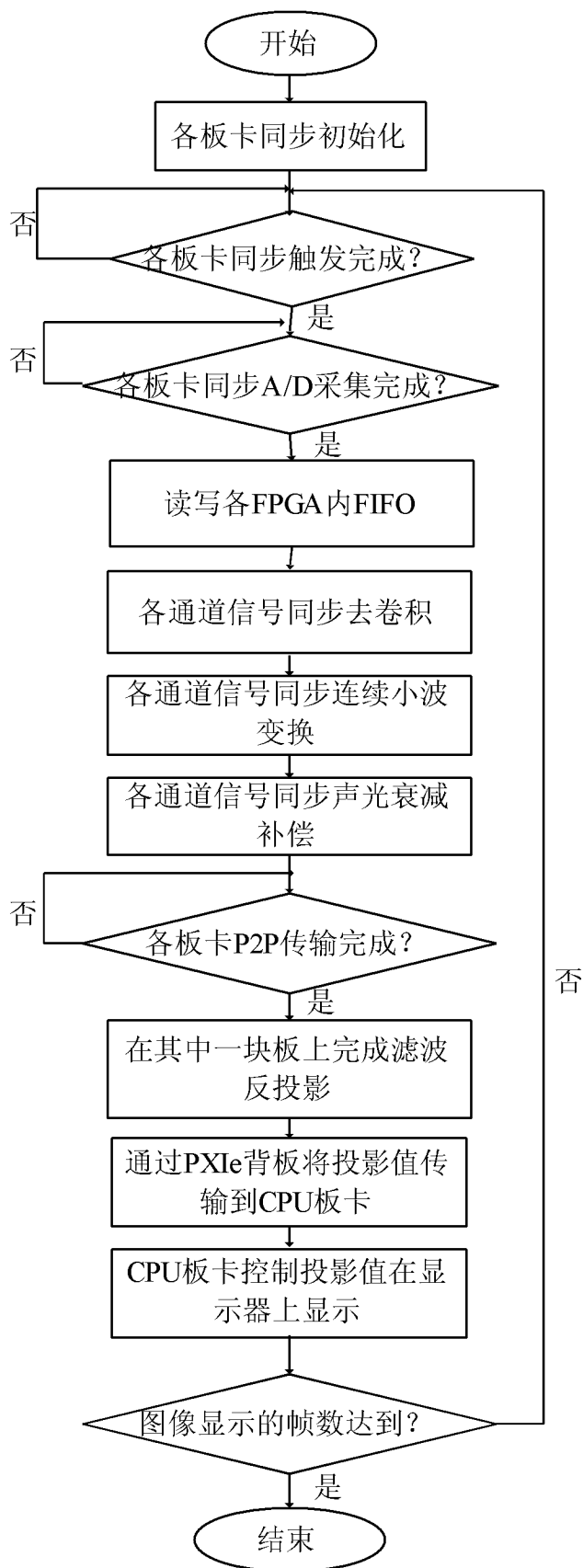


图 3

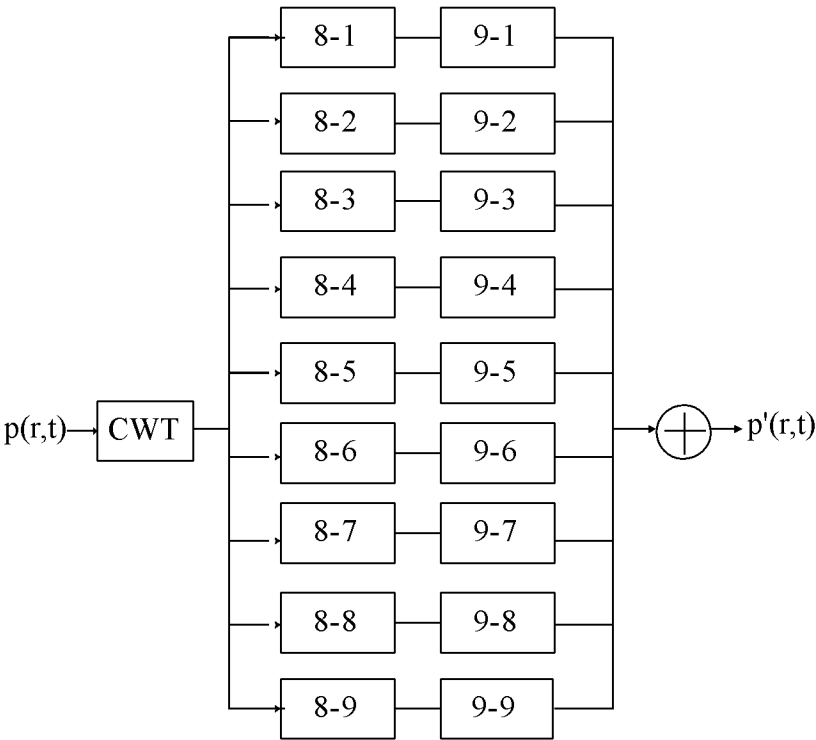


图 4

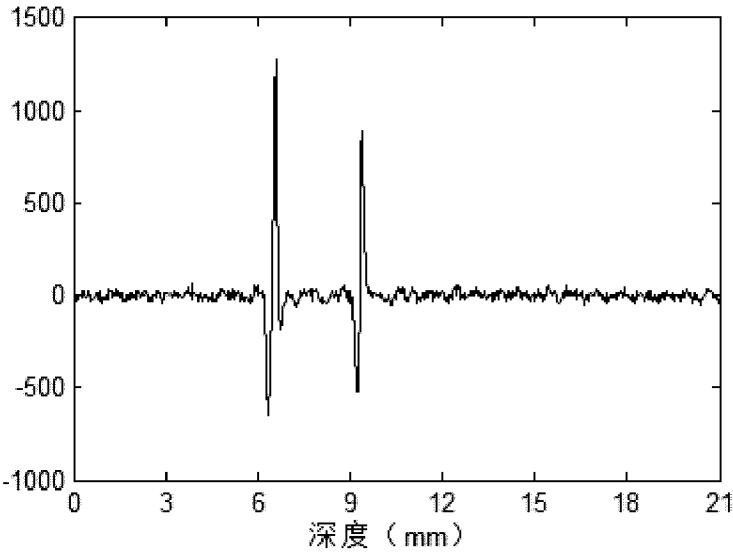


图 5(a)

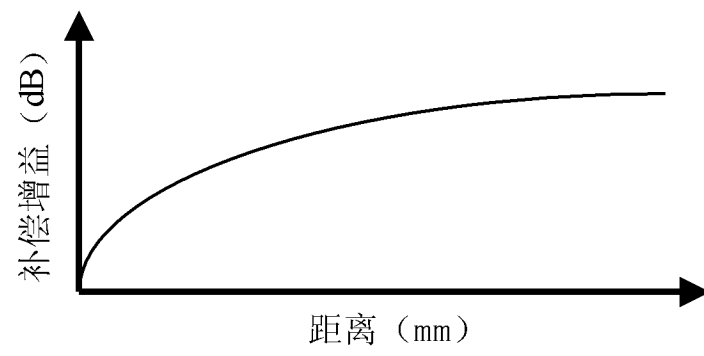


图 5(b)

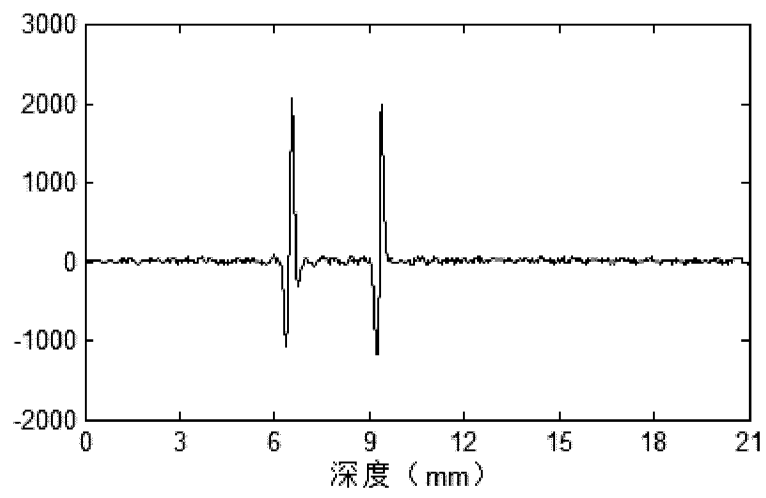


图 5(c)

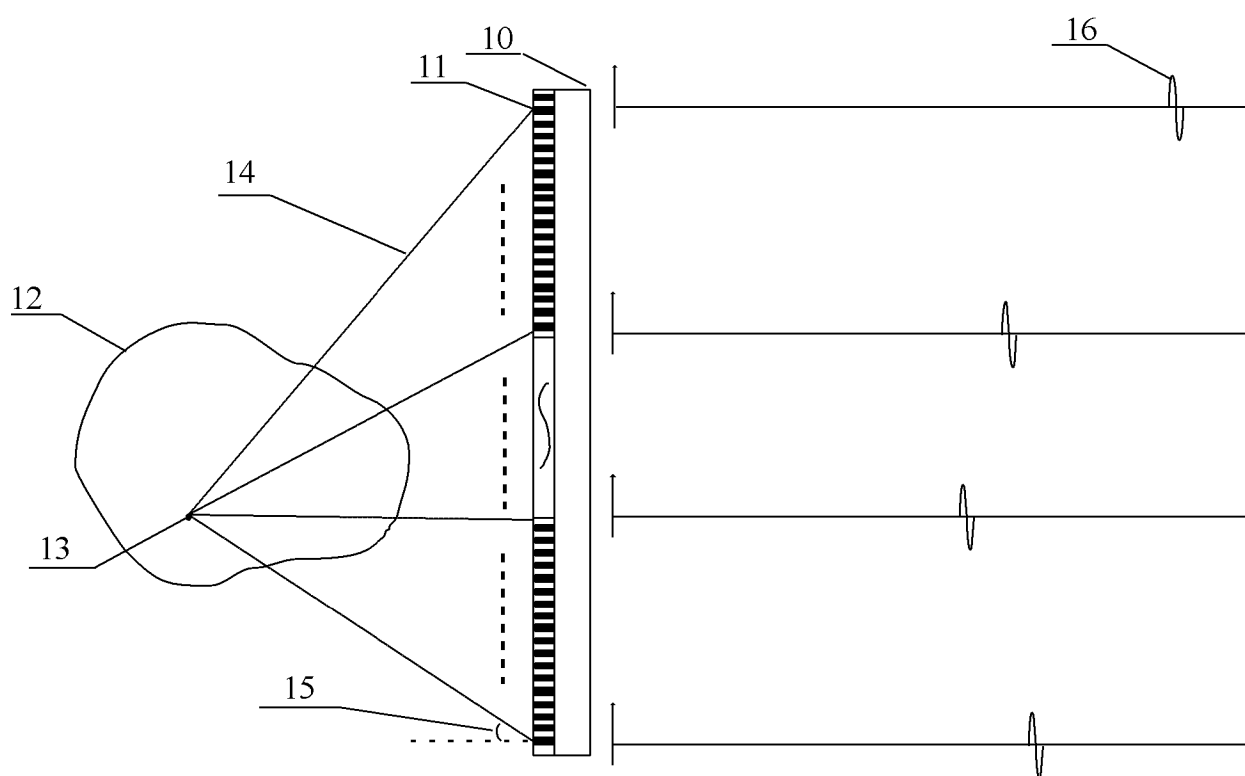


图 6

专利名称(译)	一种多通道同步实时数字化光声成像装置及方法		
公开(公告)号	CN102551810B	公开(公告)日	2014-03-12
申请号	CN201210062371.3	申请日	2012-03-09
[标]申请(专利权)人(译)	华南师范大学		
申请(专利权)人(译)	华南师范大学		
当前申请(专利权)人(译)	华南师范大学		
[标]发明人	邢达 许栋		
发明人	邢达 许栋		
IPC分类号	A61B8/00 A61B5/00		
其他公开文献	CN102551810A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种多通道同步实时数字化光声成像装置及方法，装置包括激光器、多元超声探测器、前置放大电路和数据成像处理单元，数据成像处理单元包括FPGA采集卡、时钟同步板卡、PXIe背板、CPU板卡，可以实现至少32路同步光声信号采集处理。方法是多元超声探测器同步接收生物组织上因激光照射产生的光声信号，经放大后分别传送到若干个FPGA采集卡；每个FPGA采集卡对信号进行预处理、去卷积、连续小波变换、声光衰减补偿，然后以P2P方式传输到一块FPGA采集卡上采用2-D滤波反投影算法进行成像处理，最后将结构传输到上位机上。本发明是在FPGA处理器上完成的，并且模块化的设计简化了大规模探测器的扩展，有利于光声成像系统的临床应用。

