



# (12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 101690672 A

(43) 申请公布日 2010.04.07

(21) 申请号 200910204766.0

(22) 申请日 2009.09.26

(71) 申请人 哈尔滨工业大学(威海)  
地址 264209 山东省威海市文化西路2号

(72) 发明人 孙明健 马立勇 冯乃章 沈毅

(51) Int. Cl.  
A61B 8/00(2006.01)  
A61B 5/00(2006.01)  
A61B 19/00(2006.01)

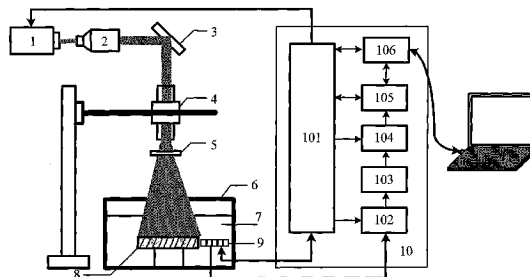
权利要求书 1 页 说明书 5 页 附图 2 页

## (54) 发明名称

基于阵列探头的实时光声成像装置

## (57) 摘要

本发明提供一种基于阵列探头的实时光声成像装置,属于生物组织无损检测技术领域。本发明采用多元阵列超声探头同步观测并采集光声信号,经放大后送到 A/D 转换器均匀采样,采用现场可编程门阵列 FPGA 将采集到的光声图像数据通过 USB 接口输入到计算机内存中,在计算机上进行在线波束形成、数字信号与图像处理并实时显示。本发明包括激光器、多元阵列超声探头、多通道并行采集电路和计算机。本发明采用多通道并行采集、分布式快速重建的处理机制和硬件平台,确保信号采集和处理过程无瓶颈,实现了光声信号的实时成像;采用多通道并行采集电路实现了数据的并行采集和存储,通道数也可以根据实际需要进行调整,以求获得最佳的成像效果。



1. 一种基于阵列探头的实时光声成像装置，其特征在于：包括激光器(1)、多元阵列超声探头(9)、多通道并行采集电路(10)和计算机(11)，所述多元阵列超声探头(9)阵元面正对待测生物组织(8)的水平切面，阵元面的中心位置对准待测生物组织(8)的中心，多元阵列超声探头(9)、多通道并行采集电路(10)和计算机(11)依次电气连接。

2. 根据权利要求1所述的基于阵列探头的实时光声成像装置，其特征在于：所述多通道并行采集电路(10)包括主控电路(101)、TGC放大电路(102)、预滤波电路(103)、A/D采样电路(104)、基于FPGA的数据采集电路(105)和USB数据传输电路(106)，TGC放大电路(102)、预滤波电路(103)、A/D采样电路(104)、基于FPGA的数据采集电路(105)和USB数据传输电路(106)依次电气连接，主控电路(101)与除预滤波电路(103)外的其它各电路均有电气连接。

3. 根据权利要求1所述的基于阵列探头的实时光声成像装置，其特征在于：脉冲激光器(1)采用外触发模式，触发信号为主控电路(101)中FPGA的脉冲信号。

4. 根据权利要求1所述的基于阵列探头的实时光声成像装置，其特征在于：多通道并行采集电路(10)采用多通道并行采集机制，可通过多元阵列超声探头(9)将一次激光发射后待测生物组织(8)各个方位产生的光声信号全部采集、存储并上传到计算机(11)中。

5. 根据权利要求1所述的基于阵列探头的实时光声成像装置，其特征在于：基于FPGA的数据采集电路(105)采用FPGA实现对多通道A/D转换器回波数据的缓存，所述FPGA内部有嵌入式块RAM，可以分成128个FIFO存储块，同时存储来自128个A/D转换器的回波数据。

## 基于阵列探头的实时光声成像装置

### 技术领域

[0001] 本发明涉及光声层析成像装置，尤其涉及一种基于阵列探头的实时光声成像装置。

### 背景技术

[0002] 基于光声效应的光声成像技术是近年出现的一种新型无损生物医学影像技术，它是以短脉冲激光作为激励源，根据不同生物组织对特定波长激光具有差别较大的光学吸收系数进而辐射超声波的原理进行成像，该方法有机地结合了光学成像和声学成像的特点，可以提供深层组织的高分辨率和高对比度的组织断层图像，在医学应用领域中具有广阔的应用前景，是近年来医学成像领域的研究热点。

[0003] 近年来，光声技术应用于生物组织的成像研究已经取得了很大进展，但距离实时成像仍然还有不小的差距。这主要由于：图像数据采集和重建时间长，数据采集过程对每个扫描点通常需要进行多次重复数据采集平均，图像重建过程需要对成像物体进行多次扫描，因此形成一幅图像一般需要几分钟到几十分钟时间 [1][2]，目前 Yin 通过采用多元线性阵列探测器，结合电子扫描和相控聚焦技术，实现了快速的光声层析成像，成像时间分辨率提高到 5 秒 [3]，但距离实时成像仍然还有不小的差距。因此针对时间分辨率低的问题，应该建立多通道并行采集、分布式快速重建的处理机制，将一次激光照射后各个方位产生的光声信号全部采集并上传到计算机中进行分布式处理，确保信号采集和处理过程无瓶颈，从而实现高分辨率的实时光声成像。

### 发明内容

[0004] 本发明的目的在于针对现有技术存在的缺点和不足，提供一种对生物组织无损伤、操作方便、实时性强的基于阵列探头的实时光声成像装置。

[0005] 基于阵列探头的实时光声成像装置包括激光器、多元阵列超声探头、多通道并行采集电路和计算机，所述多元阵列超声探头阵元面正对待测生物组织，阵元面的中心位置对准待测生物组织的中心，多元阵列超声探头、多通道并行采集电路和计算机依次电气连接。

[0006] 所述多元阵列超声探头采用的是 128 阵元的宽带线阵探头，每个阵元接一个 TGC 放大器和一个 12bit 的 A/D 转换器；探头带宽为 5 ~ 10MHz，与光声信号频率保持一致；多通道并行采集电路的通道数为 128，通道与阵元一一对应。

[0007] 所述多通道并行采集电路包括主控电路、TGC 放大电路、预滤波电路、A/D 采样电路、基于 FPGA 的数据采集电路和 USB 数据传输电路，TGC 放大电路、预滤波电路、A/D 采样电路、基于 FPGA 的数据采集电路和 USB 数据传输电路依次电气连接，主控电路与除预滤波电路外的其它各电路均有电气连接。TGC 放大电路将探头接收到的信号通过时间增益补偿 (TGC) 放大器来补偿和放大随传播距离增大而逐渐衰减的回波信号，TGC 放大器的可变增益随时间按指数规律增加，放大后的信号通过预滤波电路后通

过 A/D 采样转换为数字信号，得到数字回波；基于 FPGA 的数据采集电路可同时存储来自各个 A/D 转换器的回波数据，通过 USB 数据传输电路将数据传送到计算机内存中去。

[0008] 本发明的工作原理是：主控电路发送脉冲信号给激光器，激光器产生脉冲激光束照射到待测生物组织上，产生光声信号，利用多元阵列超声探头同步观测光声信号，多通道并行采集电路对光声信号进行同步采集、时间增益补偿放大、信号预滤波和 A/D 采样转换，基于 FPGA 的数据采集电路采用 FPGA 实现对多通道 A/D 转换器回波数据的缓存，然后通过 USB 接口将数据输入到计算机内存中，最后在计算机上进行在线波束形成、数字信号与图像处理，构建人机交互界面，实现光声图像的动态实时显示与在线调整。根据 A/D 转换器的采样速率 40MHz，采集深度 4cm，探头通道数 128，可以计算出一帧图像的原始数据大小为 130K 字节，USB 接口每秒钟的传送速度为 15 ~ 20MHz 的有效字节，那么图像的采集帧频能够达到每秒 100 帧以上，可见采用这种多通道并行采集的方式使光声信号的采集不再是影响光声实时成像的瓶颈。而激光器的重复频率为 30Hz，数据处理时间小于采样时间间隔，成像帧频超过每秒 25 帧，达到了实时成像的目的。

[0009] 本发明与现有技术相比具有如下优点及效果：

[0010] (1) 本发明建立了多通道并行采集、分布式快速重建的处理机制，使得光声信号的采集和处理不再有瓶颈，将光声成像技术提升为真正意义上的实时成像技术。

[0011] (2) 本发明采用多通道并行采集电路实现了数据的并行采集和存储，将数据上传到计算机内存中，可同时存储全部通道的回波数据，获得最原始的光声射频信号，为后续的处理过程提供了最丰富的数据信息。

[0012] (3) 本发明的通道数也可以根据实际需要进行调整，以求获得最佳的成像效果，装置适应性强，应用范围广。

## 附图说明

[0013] 图 1 本发明基于阵列探头的实时光声成像装置的结构示意图。

[0014] 图 2 图 1 所示装置中的多通道并行采集电路的结构方框图。

[0015] 图 3 光声成像计算机后处理模块示意图。

[0016] 图 1 中：

[0017] 1 脉冲激光器

[0018] 2 扩束镜

[0019] 3 反射镜

[0020] 4 聚焦镜

[0021] 5 毛玻璃

[0022] 6 样品池

[0023] 7 耦合液

[0024] 8 待测生物组织

[0025] 9 多元阵列超声探头

[0026] 10 多通道并行采集电路

[0027] 101 主控电路

[0028] 102TGC 放大电路

- [0029] 103 预滤波电路
- [0030] 104A/D 采样电路
- [0031] 105 基于 FPGA 的数据采集电路
- [0032] 106USB 数据传输电路
- [0033] 11 计算机
- [0034] 图 2 中：
- [0035] 1 脉冲激光器
- [0036] 9 多元阵列超声探头
- [0037] 101 主控电路
- [0038] 102TGC 放大电路
- [0039] 103 预滤波电路
- [0040] 104A/D 采样电路
- [0041] 105 基于 FPGA 的数据采集电路
- [0042] 106USB 数据传输电路
- [0043] 11 计算机

### 具体实施方式

[0044] 下面结合附图对本发明的具体实施方式作进一步的详细说明。

[0045] 本发明基于阵列探头的实时光声成像装置的具体结构如图 1 所示，本装置主要包括脉冲激光器 (1)、多元阵列超声探头 (9)、多通道并行采集电路 (10) 和计算机 (11)。多通道并行采集电路 (10) 中的主控电路 (101) 发送脉冲信号给脉冲激光器 (1)，脉冲激光器 (1) 发出的激光束通过扩束镜 (2)、反射镜 (3)、聚焦镜 (4) 和毛玻璃 (5) 后照射到待测生物组织 (8) 上，多元阵列超声探头 (9) 阵元面正对待测生物组织 (8) 的水平切面进行观测，多元阵列超声探头 (9)、多通道并行采集电路 (10) 和计算机 (11) 依次电气连接。

[0046] 本发明多通道并行采集电路 (10) 的具体结构如图 2 所示，包括主控电路 (101)、TGC 放大电路 (102)、预滤波电路 (103)、A/D 采样电路 (104)、基于 FPGA 的数据采集电路 (105) 和 USB 数据传输电路 (106)，TGC 放大电路 (102)、预滤波电路 (103)、A/D 采样电路 (104)、基于 FPGA 的数据采集电路 (105) 和 USB 数据传输电路 (106) 依次电气连接，主控电路 (101) 与除预滤波电路 (103) 外的其它各电路均有电气连接。主控电路 (101) 激励脉冲激光器 (1) 开始工作，同时产生扫查时序控制信号，控制多通道并行采集电路 (10) 和其它电路协调工作，TGC 放大电路 (102) 将探头接收到的信号通过 TGC 放大器来补偿随传播距离增大而逐渐衰减的回波信号，放大后的信号通过预滤波电路 (103) 后通过 A/D 采样电路 (104) 转换为数字回波信号；基于 FPGA 的数据采集电路 (105) 可同时存储来自各个 A/D 转换器的回波数据，通过 USB 数据传输电路 (106) 将数据传送到计算机 (11) 内存中去。

[0047] 本发明光声成像计算机后处理模块示意图如图 3 所示，计算机 (11) 对 128 阵元的回波数据采用数字波束合成技术，然后对数据进行动态滤波、解调、数字 TGC、动态范围变换、多焦点合成、帧相关、边缘增强、灰阶变换、扫描变换、插补变换、 $\gamma$  变换、直方图均衡等处理，重建出一个由 128 条声束构成的二维光声图像并进行实时显示；可

以通过人机交互界面实现参数调整、图像显示、图像冻结、图像存储、电影回放等功能，同时可以利用同一组原始数据，通过改变动态聚焦参数实现探头对被测目标的多角度观测，然后将不同角度观测到的图像进行融合处理，得到最佳的图像效果。

[0048] 本发明装置构件选型如下：激光器(1)选用倍频的 Q-Switched Nd:YAG 脉冲激光器，波长为 532nm，脉冲宽度为 7ns，重复频率是 30Hz；多元阵列超声探头(9)选用 128 阵元的宽带线阵探头，探头带宽为 5~10MHz，阵元间距为 0.3mm；主控电路(101)中的 FPGA 选用 ALTERA 公司的 EP2C8F256；TGC 放大电路(102)采用 ADI 公司的 AD8332；A/D 采样电路(104)中的 A/D 转换器采用的是 TI 公司的 ADS5270；基于 FPGA 的数据采集电路(105)中 FPGA 选用 ALTERA 公司的 EP2C35F672；USB 数据传输电路(106)中 USB 芯片选用 Cypress 公司的 EZ-USB FX2LP；计算机(11)选用普通 PC 机，内存在 512M 以上，人机交互界面采用 Visual C++ 开发环境实现。

[0049] 利用上述装置实现的本发明方法的具体实施步骤为：

[0050] (1) 主控电路(101)中的 FPGA 发射脉冲信号触发脉冲激光器(1)，发出波长为 532nm，脉冲宽度为 7ns 的脉冲激光，脉冲激光经扩束镜(2)、反射镜(3)、聚焦镜(4)和毛玻璃

[0051] (5) 后照射到待测生物组织(8)上，产生光声信号。

[0052] (2) 将多元阵列超声探头(9)放入样品池(6)耦合液(7)中，使其阵元面正对待测生物组织(8)的水平切面观测光声信号，阵元面的中心位置对准组织的中心，利用多通道并行采集电路(10)对光声信号进行同步采集，TGC 放大、信号预滤波和 A/D 采样。

[0053] (3) 基于 FPGA 的数据采集电路(105)采用 FPGA 实现对多通道 A/D 转换器回波数据的缓存，通过 USB 数据传输电路(106)将数据输入到计算机(11)内存中；

[0054] (4) 在计算机(11)内存中开辟 128 个数组，每个数组存放相应阵元对应的回波数据，可将全部通道的回波射频数据存储到计算机硬盘中，并且同步对光声信号进行分布式处理。

[0055] (5) 计算机(11)对 128 阵元的回波数据采用数字波束合成技术，然后对数据进行动态滤波、解调、数字 TGC、动态范围变换、多焦点合成、帧相关、边缘增强、灰阶变换、扫描变换、插补变换、 $\gamma$  变换、直方图均衡等处理，重建出一个由 128 条声束构成的二维光声图像并进行实时显示。

[0056] (6) 计算机(11)可以通过人机交互界面实现参数调整、图像显示、图像冻结、图像存储、电影回放等功能，同时可以利用同一组原始数据，通过改变动态聚焦参数实现探头对被测目标的多角度观测，然后将不同角度观测到的图像进行融合处理，得到最佳的图像效果。

[0057] 参考文献：

[0058] [1]Kolkman R G M, Hondebrink E, Steenbergen W, et al. In vivo photoacoustic imaging of blood vessels using an extreme-narrow aperture sensor. IEEE J Sel Top Quant, 2003, 9(2): 343 ~ 346

[0059] [2] 谷怀民, 杨思华, 向良忠. 光声成像及其在生物医学中的应用. 生物化学与生物物理进展, 2006, 33(5): 431 ~ 437

[0060] [3]Yin B Z, Xing D, Yang D W, et al. Fast photo-acoustic imaging based on

multi-element linear transducer array.Proc SPIE, 2005, 5697 : 127 ~ 135

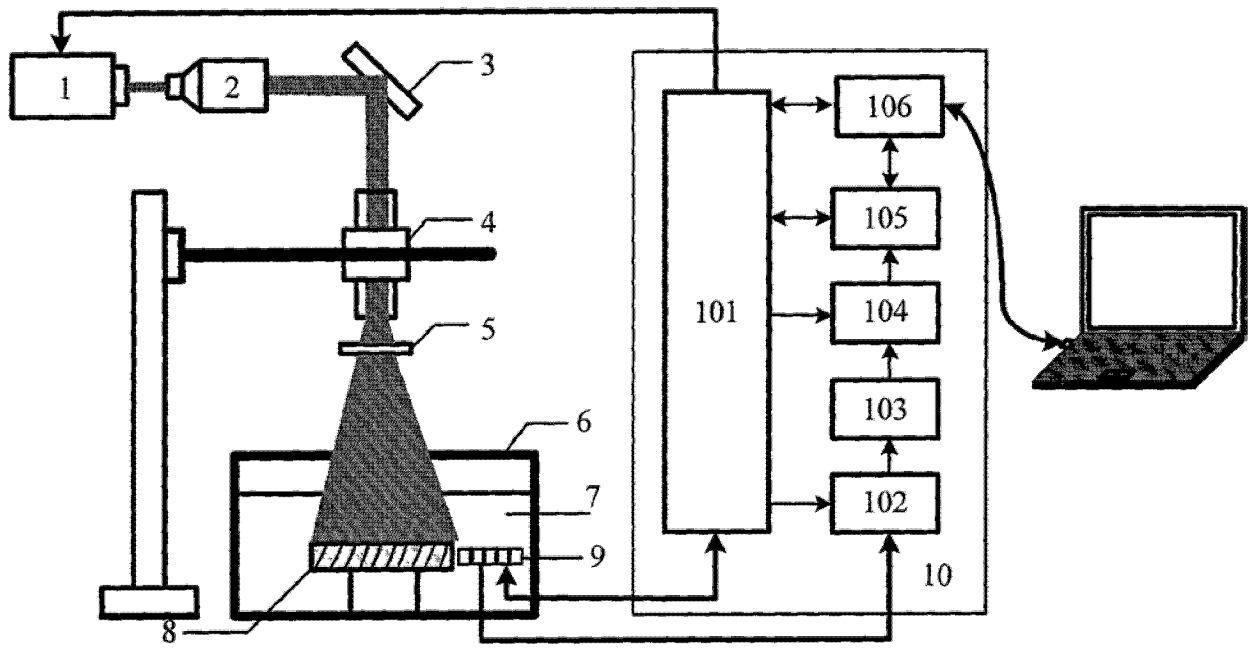


图 1

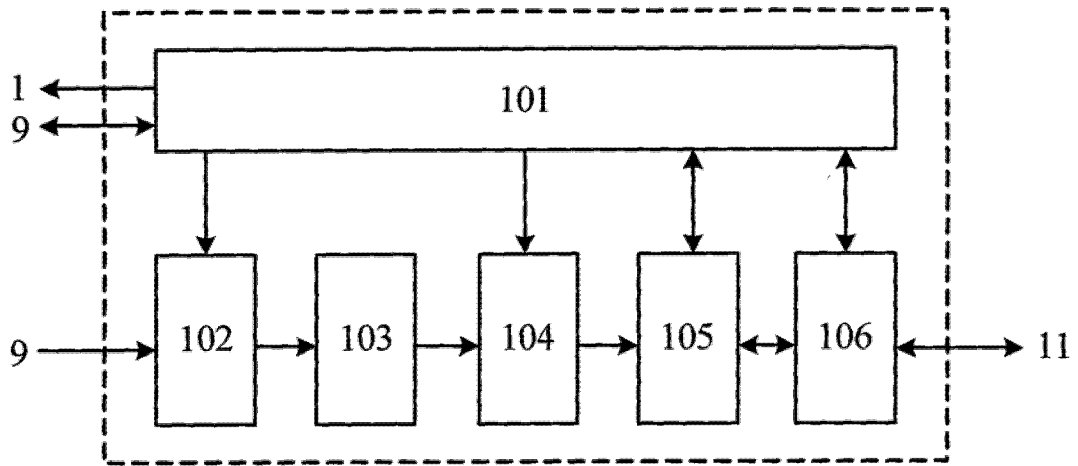


图 2

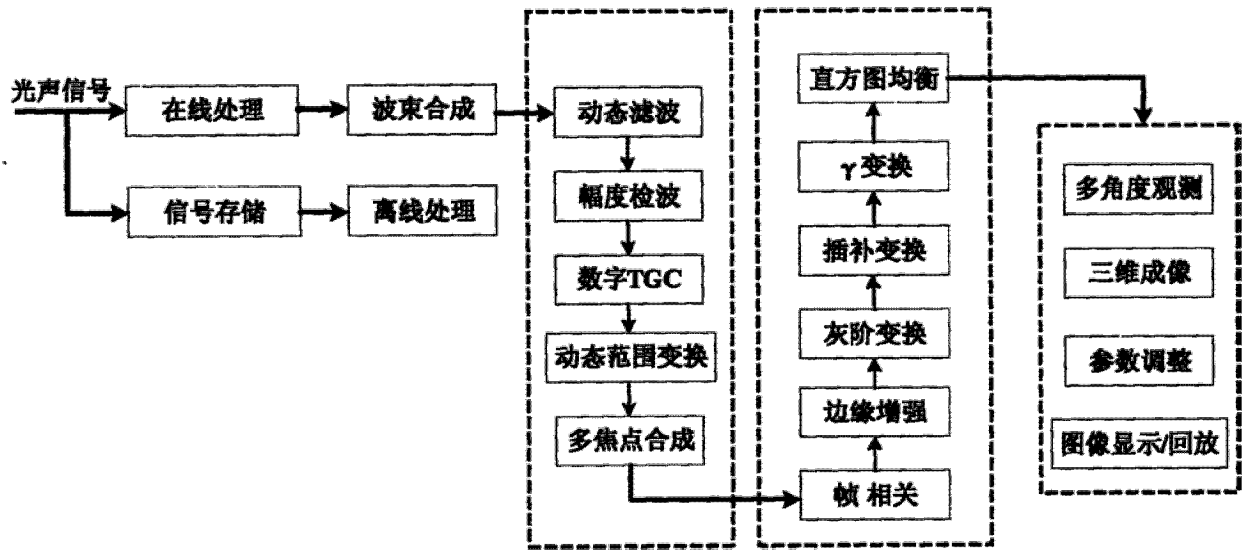


图 3

专利名称(译)	基于阵列探头的实时光声成像装置		
公开(公告)号	<a href="#">CN101690672A</a>	公开(公告)日	2010-04-07
申请号	CN200910204766.0	申请日	2009-09-26
[标]申请(专利权)人(译)	哈尔滨工业大学(威海)		
申请(专利权)人(译)	哈尔滨工业大学(威海)		
当前申请(专利权)人(译)	哈尔滨工业大学(威海)		
[标]发明人	孙明健 马立勇 冯乃章 沈毅		
发明人	孙明健 马立勇 冯乃章 沈毅		
IPC分类号	A61B8/00 A61B5/00 A61B19/00		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

本发明提供一种基于阵列探头的实时光声成像装置，属于生物组织无损检测技术领域。本发明采用多元阵列超声探头同步观测并采集光声信号，经放大后送到A/D转换器均匀采样，采用现场可编程门阵列FPGA将采集到的光声图像数据通过USB接口输入到计算机内存中，在计算机上进行在线波束形成、数字信号与图像处理并实时显示。本发明包括激光器、多元阵列超声探头、多通道并行采集电路和计算机。本发明采用多通道并行采集、分布式快速重建的处理机制和硬件平台，确保信号采集和处理过程无瓶颈，实现了光声信号的实时成像；采用多通道并行采集电路实现了数据的并行采集和存储，通道数也可以根据实际需要进行调整，以求获得最佳的成像效果。

