

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.

G01N 21/17 (2006.01)

G01N 21/84 (2006.01)

A61B 5/00 (2006.01)



[12] 发明专利说明书

专利号 ZL 200610035700.X

[45] 授权公告日 2009 年 1 月 28 日

[11] 授权公告号 CN 100456016C

[22] 申请日 2006.5.30

[21] 申请号 200610035700.X

[73] 专利权人 华南师范大学

地址 510630 广东省广州市天河区石牌

[72] 发明人 邢 达 纪轩荣

[56] 参考文献

CN1168980C 2004.9.29

US5713356A 1998.2.3

CN1470218A 2004.1.28

US5840023A 1998.11.24

审查员 于晓芳

[74] 专利代理机构 广州市华学知识产权代理有限公司

代理人 杨晓松

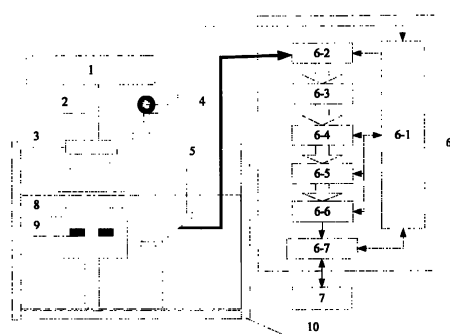
权利要求书 2 页 说明书 8 页 附图 3 页

[54] 发明名称

多通道电子并行扫描光声实时层析成像的方法及其装置

[57] 摘要

本发明提供一种多通道电子并行扫描实时光声层析成像方法，包括如下步骤：脉冲激光入射到生物组织中产生光声信号；利用高密度阵列超声换能器并行接收光声信号，利用多通道电子并行扫描电路同步采集并处理；数字信号处理和基于动态聚焦的多波束数字合成后通过 USB 接口将帧图像数据输入计算机。一种实现上述方法的装置，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。本发明利用高密度阵列超声换能器和多通道电子并行扫描电路实现自动电子并行扫描样品，可以对声阻抗相同而光学参数不同的待测样品或生物组织实现实时层析成像，成像速度快，精度高，适应性好；本发明装置自动化程度高，操作方便，控制使用比较简单。



1、一种多通道电子并行扫描光声实时层析成像的方法，其特征在于包括如下步骤：

(1) 脉冲激光入射到生物组织中产生光声信号，脉冲激光发射的同时同步触发主控电路，开始电子并行扫描周期；

(2) 利用高密度阵列超声换能器并行接收光声信号，利用多通道电子并行扫描电路同步采集、时间增益放大、二阶信号滤波、A/D 转换、数据转换与缓冲；

(3) 利用 FPGA 实现对缓冲后的数字信号进行前处理，包括：去探头卷积和数字滤波；

(4) 利用 FPGA 实现对缓冲后的数字信号进行后处理，实现基于动态聚焦的多波束数字合成，形成帧信号和帧标识符存入帧存储器，再通过 USB 接口或 PCI 接口输入计算机内存；

(5) 通过访问计算机内存对数据进行后处理和实现人机交互界面。

2、根据权利要求 1 所述的多通道电子并行扫描光声实时层析成像的方法，其特征在于：步骤(1)中，所述脉冲激光波长为 500nm~1064nm，同步触发信号为激光器的激光发射同步脉冲。

3、根据权利要求 1 所述的多通道电子并行扫描光声实时层析成像的方法，其特征在于：步骤(2)中，所述高密度阵列超声换能器的阵元数为 128 或 96；高密度阵列超声换能器中心频率与欲探测样品或生物组织的中心主频一致；多通道电子并行扫描电路的通道数与高密度阵列超声换能器的阵元数相同。

4、根据权利要求 1 所述的多通道电子并行扫描光声实时层析成像的方法，其特征在于：步骤(2)中，所述时间增益放大的控制参数根据光声信号本身的固有衰减系数与生物组织对超声波的衰减系数的和的倒数计算得出；对于 A/D 转换步骤选用基于低电压差分输出的放大器和 12 位低电压差分 A/D 转换器；对于 A/D 转换后输出的信号，采用 FPGA 将低电压差分信号转换为并行 12 位信号并缓冲。

5、根据权利要求 1 所述的多通道电子并行扫描光声实时层析成像的方法，其特征在于：步骤(3)中，根据测得的探头对点光源打在紧靠探头表面黑吸收体的响应做去探头卷积。

6、根据权利要求 1 所述的多通道电子并行扫描光声实时层析成像的方法，其特征在于：步骤（4）中，通过计算能够接收到信号源的半功率点以上信号的阵元数确定通道数量及基于并行采集的多波束合成。

7、根据权利要求 1 所述的多通道电子并行扫描光声实时层析成像的方法，其特征在于：步骤（5）中，根据人的视觉系统的非线性特性和显示器的黑度的非线性特点做信号校正。

8、一种实现权利要求 1~7 任一项所述方法的多通道电子并行扫描光声实时层析成像装置，其特征在于：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和计算机，所述高密度阵列超声换能器端面正对激光器照射的样品，高密度阵列超声换能器、多通道电子并行扫描电路和计算机依次电气连接。

9、根据权利要求 8 所述的多通道电子并行扫描光声实时层析成像装置，其特征在于：所述多通道电子并行扫描电路包括主控制电路、动态时间增益控制放大电路、二阶滤波电路、A/D 采样电路、FPGA 转换与缓冲电路、FPGA 数字信号处理与多波束合成电路和 USB2.0 或 PCI 之一的数据传输电路，动态时间增益控制放大电路、二阶滤波电路、A/D 采样电路、FPGA 转换与缓冲电路、FPGA 数字信号处理与多波束合成电路和 USB2.0 或 PCI 之一的数据传输电路依次电气连接，主控制电路除二阶滤波电路外与其余各电路电气连接。

10、根据权利要求 9 所述的多通道电子并行扫描光声实时层析成像装置，其特征在于：所述高密度阵列超声换能器的阵元数为 128 或 96；所述多通道电子并行扫描电路的通道数与高密度阵列超声换能器的阵元数相同。

多通道电子并行扫描光声实时层析成像的方法及其装置

技术领域

本发明涉及光声层析成像技术，特别涉及一种多通道电子并行扫描光声实时层析成像的方法及其装置。

背景技术

当用短脉冲激光照射光吸收体时，吸收体吸收光能量引起温升，温升导致热膨胀而产生压力波，这就是光声效应，光声效应给出了样品光吸收分布和光声信号的关系，所以可以通过测量各个方向的光声压，重建出样品的光吸收分布，这就是光声成像的基本原理。光声信号能实现具有光吸收差异的样品或生物组织的层析成像，因为不同位置的吸收体产生的光声信号能通过一定的算法重建出来。由于光声信号携带了其内部丰富的特征信息，可以用来判断和甄别其内部的状况，这种方法与传统的超声探测或X影像方法相比，它可以区分声阻抗相同或者X射线的吸收相同而光学参数不同的待测样品或生物组织。由于样品或生物组织的复杂性，对样品或生物组织中光声信号的精确、快速测量是对其特征进行分析、诊断和实时成像的前提。

要做到光声实时层析成像，目前主要存在两方面的问题：一方面，光声成像具有很高的分辨力，理论上可以达到几十微米，要充分体现光声成像的优点，成出具有高清晰度、高分辨率的图像，光声成像的特性决定了必须采用多点或多次采集光声信号才能提供高的图像分辨力。但是目前适合做光声成像的激光器的发射重复频率比较低，一般在几十赫兹以内，采用多点测量或者分时采集都无法达到实时成像的要求，对于运动物体更不可能成像。因此采用高密度阵列超声换能器结合多通道电子并行扫描的方式是实现高分辨力、实时成像的关键，使得光声成像可以用于临床诊断。另一方面，目前一般用超声换能器测量时，基本都是在被测样品或生物组织的端面放置超声换能器，测量样品或生物组织内传出的光声信号；这样得到的信号一般是体声场的各个发声点产生的信号在测量点的叠加，因此再重建被测体内光声图像或判断其内部确切点的信号比较困难，需要多点

测量和复杂的算法处理数据，计算量非常大；而且对于结构复杂的样品或生物组织的应用而言，例如生物组织，由于它是光的强散射体，入射的激光很快发散，加上生物组织一般不是各向同性的光学和声学体，因此激光产生的声场以及声场的反射、透射和吸收都很复杂，很难得到各个点的确切光声信号。专利申请号为 03126896.X 的中国发明专利申请公开了一种“多元阵列电子扫描生物组织光声层析成像的方法及其装置”，该技术方案提出了每次采用多元阵列超声换能器的部分群元来接收光声信号，然后通过相控算法快速合成一根扫描线的方法；但是一帧图像是由许多根扫描线构成的，该方法重建出一帧图像需要激光重复发射许多次，按照文中所提方法需要至少需要用时 2 秒钟，在目前适合用来做光声成像激光器的发射重复频率仅为几十赫兹的情况下是无法实时成像的。根据实时成像的定义，每秒成像要达到在 25 帧以上，才能显示脏器的活动，且视力已察觉不出图像的闪动情况，这样的系统才能称为实时成像系统。因此在多通道（通道数与多元阵列超声换能器元数相同，一般 64 通道以上）并行采集的前提下采用现场可编程门阵列（field-programmable gate array, FPGA）实现多波束动态聚焦算法是达到一次激光发射即可重建出一帧高分辨率图像和达到实时成像要求的关键。

发明内容

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、样品的方便、无损、高精度可实时成像的光声层析成像（每秒 25 帧图像以上）的方法。

本发明的另一目的在于提供一种实现上述光声实时层析成像的装置。

本发明的目的通过下述技术方案实现：一种多通道电子并行扫描光声实时层析成像的方法，包括如下步骤：

（1）脉冲激光入射到生物组织中产生光声信号，脉冲激光发射的同时同步触发主控电路，开始电子并行扫描周期。

（2）利用高密度阵列超声换能器并行接收光声信号，利用多通道电子并行扫描电路同步采集、时间增益放大、二阶信号滤波、A/D 转换、数据转换与缓冲。

（3）利用 FPGA 实现对缓冲后的数字信号进行前处理，包括：去探头卷积、数字滤波。

(4) 利用 FPGA 实现对缓冲后的数字信号进行后处理, 实现基于动态聚焦的多波束数字合成, 形成帧信号和帧标识符存入帧存储器, 再通过 USB 接口或 PCI 接口输入计算机内存。

(5) 通过访问计算机内存对数据进行后处理和实现人机交互界面。

步骤(1)中, 所述脉冲激光优选波长为 500nm~1064nm, 采用光电二极管接收激光发射时的散射光, 经放大后同步触发主控电路。

步骤(2)中, 所述高密度阵列超声换能器可以根据不同的需要设计成不同的阵元数, 如 128、96; 根据光声信号频带特点, 高密度阵列超声换能器中心频率优选与欲探测样品或生物组织的中心主频一致的频率; 多通道电子并行扫描电路的通道数与高密度阵列超声换能器的阵元数相同, 例如: 对于 128 阵元(384 素子)结构的高密度阵列超声换能器, 采用 128 通道并行采集; 时间增益放大的控制参数根据光声信号本身的固有衰减系数($1/R$, R 为探测点与声源的距离)与生物组织对超声波的衰减系数(一般为 $-0.6 \sim -0.7 \text{ dB/cm} \cdot \text{MHz}$)的倒数计算得出; 当通道数量大(>96), 如果采用传统的并行 A/D 器件, 那么仅 A/D 转换器的输出就将超过 1000 根数据线, 这对减小干扰、PCB 布线和数据的接收与缓冲将带来巨大的难度, 所以, 我们对于 A/D 转换步骤选用了基于低电压差分(LVDS)输出的放大器和 12 位低电压差分(LVDS) A/D 转换器; 对于 A/D 转换后输出的信号, 采用 FPGA 将 LVDS 信号转换为并行 12 位信号并缓冲。

所述步骤(3)中, 根据测得的探头对点光源打在紧靠探头表面黑吸收体的响应做去探头卷积; 对多通道中的每通道数字信号进行数字(FIR、IIR)滤波。

所述步骤(4)中, 一个波束(扫描线)需要选取若干通道的信号动态聚焦合成得到, 通道数的确定是通过计算能够接收到信号源的半功率点以上信号的阵元数确定, 假如已经确定了选取的通道数为 9、总通道数为 128, 那么多波束合成方法是: 1~8 通道动态聚焦后在第 4.5 阵元的位置上合成第一根扫描线, 1~9 通道动态聚焦后在第 5 阵元的位置上合成第二根扫描线, 2~9 通道动态聚焦后在第 5.5 阵元的位置上合成第三根扫描线, 2~10 通道动态聚焦后在第 6 阵元的位置上合成第四根扫描线, 以此类推, 这样将一次激光发射就可以合成信噪比很高的 249 根扫描线, 重建出一帧图像。

所述步骤(5)中, 灰阶变换是根据人的视觉系统的非线性特性和显

示器的黑度的非线性特点做校正，图像冻结功能可以对感兴趣的图像做静态观察和利用计测功能对病灶的面积做计算以做出诊断。

实现上述方法的多通道电子并行扫描光声实时层析成像装置包括激光器、高密度阵列超声换能器、多通道电子并行扫描电路、计算机，高密度阵列超声换能器端面正对激光照射的样品，高密度阵列超声换能器、多通道电子并行扫描电路、计算机依次电气连接。

所述多通道电子并行扫描电路包括主控制电路、动态时间增益控制放大电路、二阶滤波电路、A/D 采样电路、FPGA 转换与缓冲电路、FPGA 数字信号处理与多波束合成电路、USB2.0（或 PCI）数据传输电路，动态时间增益控制放大电路、二阶滤波电路、A/D 采样电路、FPGA 转换与缓冲电路、FPGA 数字信号处理与多波束合成电路、USB2.0（或 PCI）数据传输电路依次电气连接，主控制电路除二阶滤波电路外与其余各电路电气连接。动态时间增益控制电路接收到起始信号以后按光声信号的特性随时间的变化发出 8 位增益控制信号给 D/A 转换器转换成电压信号输入到可变增益放大器（放大系数由电压控制）的控制端控制可变增益放大器的放大系数；基于 LVDS 的 A/D 转换与 FPGA 接收转换与缓冲电路，将 A/D 转换后的差分信号高速输入 FPGA 后再转换成 12 位并行信号进行数据缓冲；FPGA 数字信号处理与多波束合成电路，把每通道上的数据前处理完之后，根据时间和几何位置上的关系在选择的多通道中心进行基于动态聚焦的多波束合成。

所述高密度阵列超声换能器可以根据不同的需要设计成不同的阵元数，如 128、96；所述多通道电子并行扫描光声实时层析成像装置的通道数与高密度阵列超声换能器的阵元数相同，并可随高密度阵列超声换能器的阵元数不同进行相应的调整。

用多通道电子并行扫描电路对光声信号采集，可以在同一位置采集成像，也可使高密度阵列超声换能器旋转采集后通过滤波反投影算法实现高分辨率的图像重建。

本发明的工作原理是：激光器产生的脉冲激光束照射在样品或生物组织上，样品或生物组织产生光声信号，高密度阵列超声换能器每一阵元并行接收样品或生物组织的光声信号，探头输出的信号同时被多通道电子并行扫描电路采集后进行数字信号处理和数字波束合成，最后控制读取帧图像存储器中的数据并通过 USB 接口或 PCI 接口输入计算机进行后处理。

这样只要一次激光发射，多通道电子并行扫描电路（如 128 通道）可以合成出一帧高分辨率、高信噪比的图像。激光器和多通道电子并行扫描系统的发射和接收重复频率大于 24 赫兹并且数据处理时间小于采样时间间隔就达到了实时成像的目的。

本发明与现有技术相比具有如下优点及效果：

（1）由于本发明仅发射一次激光即可实现样品或生物组织的自动电子并行扫描实时层析成像，所以成像速度快，完全可以实现实时成像，特别可以实现对运动生物组织的实时层析成像（每秒 25 帧），这对活体生物组织的研究具有重要的意义。

（2）本发明中采用动态聚焦技术，使图像具有高分辨率和高信噪比。

（3）本发明装置中的高密度阵列超声换能器可以针对不同的物体灵活地设计成线型、扇型、圆型等形状以获得最佳的成像效果，利用本发明既能够对不定形的组织成像，也能对乳房这样锥状和柱状的组织断层成像，适应性好；应用范围广。

（4）利用本发明可以对声阻抗相同而光学参数不同的待测样品或生物组织实现层析成像；这一点对早期癌变的诊断特别重要，因为癌变组织在早期，体积比较小，超声和 X 射线都不能对它精确成像，但采用本发明所述的光声层析方法即能对其层析成像；本发明所采用的算法比较简单，运算量小，可以实现对生物组织的实时快速成像。

附图说明

图 1 是本发明多通道电子并行扫描光声实时层析成像装置的结构示意图。

图 2 是图 1 所示装置中的多通道电子并行扫描电路的结构方框图。

图 3 是图 2 所示多通道电子并行扫描电路中时间增益控制电路图。

图 4 是图 2 所示多通道电子并行扫描电路中二阶滤波电路图及其 matlab 仿真频域特性。

图 5（a）是 128 阵元超声换能器正对样品的阵元接收到的信号；（b）是有效接收孔径最边缘阵元接收到的信号。

图 6 是 128 通道并行采集后抽取 10/11 通道并采用 1/2 步距动态聚焦合成扫描线示意图。

图 7 是成像样品示意图。

图 8 是对图 7 所示样品所成的二维层析图像。

具体实施方式

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

实施例

本实施例主要是利用型号为 L7L38 的 128 阵元（384 素子）高密度线性阵列宽频超声换能器、128 通道电子并行扫描电路以及计算机软件实现，并和激光器组成了样品或生物组织光声实时层析成像装置，实现光声实时层析成像。

L7L38 线性阵列超声换能器是一种高密度、宽频带、多变频的 128 阵元超声换能器，采用高精度切槽技术使得每一阵元声学性能具有很高的致性，采用热设计技术提高超声换能器的声电转换效率，采用高性能的声学材料使探头具有高带宽和高灵敏度。具有如下特性：1、扫描方式：线性阵列电子扫描；2、标称频率：7.5MHZ（亦可工作在 5MHZ、10MHZ）；3、换能器振元数：384 素子/128 阵元（1 个阵元由 3 个素子组成）；4、频带宽度：>75%（相对带宽）；5、探头外部尺寸：57×23×92mm；6、阵元信号并行输出（无开关控制电路）。

本发明多通道电子并行扫描光声实时层析成像装置的具体结构如图 1 所示，由图 1 可见，本装置主要包括激光器 1、光电二极管 4、128 阵元超声阵列换能器 5、128 通道电子并行扫描电路 6、计算机 7、样品池 10。激光器 1 发出的激光束经过凹透镜 3 的扩大后照射到样品或生物组织 9，样品或生物组织 9 的水平切面与 128 阵元超声阵列换能器 5 的接收端面相对安装，128 阵元超声阵列换能器 5、128 通道电子并行扫描电路 6、计算机 7 依次电气连接。

所述 128 通道电子并行扫描电路是根据光声效应的特点独立设计完成的，它的具体结构如图 2 所示，由控制电路 6-1，时间增益控制放大电路 6-2，二阶滤波电路 6-3，A/D 转换电路 6-4，FPGA 接收与缓冲电路 6-5，FPGA 数字信号处理与多波束合成电路 6-6，USB2.0 数据传输电路 6-7 连接构成。控制电路 6-1 接收光电二极管输出的激光发射同步脉冲信号后产生各类控制、同步和触发信号，用于随时间变化控制时间增益控制放大器的放大系数、触发 A/D 转换器开始工作、FPGA 接收和缓冲电路同步接收

和缓冲数据,采样周期结束后控制启动FPGA数字信号处理与多波束合成电路6-6开始工作。

所述时间增益控制放大电路6-2控制原理图如图3所示,在采集周期开始以后,随时间的变化主控制电路6-1把8位控制量输入模一数转换器A/D7226转换为电压输出到电压控制型增益放大器的输入端。

所述二阶滤波电路6-3如图4所示,可以根据光声信号的特点通过调整相应的电阻和电容值确定信号的通频带。

本发明装置除了自行设计的128通道电子并行扫描电路6外,其它的构件选型如下:激光器1选用白俄罗斯LOTIS公司的TII,可发出波长为532nm~1064nm的脉冲激光,本实施例选用波长为532nm的绿色激光,它的重复周期为24HZ;计算机7可以选用P4微机,内存在512M以上;样品池10是用有机玻璃制成的长方体盒子,样品池10中充满水,其内壁涂有吸声材料;样品由琼脂8和直径为0.7mm的碳颗粒9构成,具体是用2克的琼脂粉和98克的水加热到70℃然后冷却凝结而成,琼脂8冷却到接近固体时将作为吸收体的碳颗粒9嵌入其中并迅速冷却形成,具体形状、尺寸如图7所示。图5(a)是128阵元超声换能器正对样品阵元接收到的信号,图5(b)是有效(信噪比大于2)接收孔径最边缘阵元接收到的信号,通过该方法测定了128阵元超声阵列换能器5对点信号的接收孔径的大小,从而确定了数据合成时选中的通道的数量。我们确定参与一根扫描线数据合成的通道数为11,图6是128通道并行采集后抽取10/11通道并采用1/2步距原理动态聚焦合成扫描线的示意图,可以看出有效信号相干增强、无效信号相消减弱。图8是被测样品的二维层析图,横坐标表示样品表面(声源)与探测器的距离,纵坐标表示对应的探测器的位置,图8中的B点即为图7中的吸收体A所对应的图像,将图8及图7作比较可以看出它们对应得很好。

利用上述装置实现的本发明方法的具体实施步骤为:

- (1) 设计和制作128通道电子并行扫描电路6及其控制软件。
- (2) 调整激光器的脉冲重复频率(实时成像要求大于24Hz),采用内触发模式,发出波长为532nm、脉冲宽度为8ns的脉冲激光2,脉冲激光2经凹透镜3使激光束扩大后入射到样品上,样品受到激发产生光声信号。

- (3) 128阵元超声阵列换能器5浸入水中并使接收端面与样品9水平

切面正对，用来接收光声信号；128 阵元超声阵列换能器 5 的中心位置对准样品的旋转中心。

(4) 光电二极管 4 置于激光器脉冲激光的输出口附件，接收脉冲激光的散射光产生同步信号触发控制电路 6-1，该信号作为一个采集周期的起始信号，控制电路 6-1 同步触发 128 阵元超声阵列换能器 5 进行光声信号的接收以及 A/D 转换电路 6-4 开始 A/D 转换。

(5) 128 阵元超声阵列换能器并行接收到超声信号后经时间增益控制电路 6-2（如图 3）放大，控制电路 6-1 随时间变化发送的增益控制信号调整时间增益控制电路 6-2 的放大系数后输出到二阶滤波电路 6-3（如图 4）滤波输出，经 A/D 转换电路 6-4 转换后以 LVDS 格式输出，FPGA 接收与缓冲电路 6-5 同步接收转换和缓冲数据。

(6) 控制电路 6-1 在接收到光电二极管 4 输出的控制起始信号就开始定时，定时的时间为要采集的距离除以超声波在耦合媒介中的速度，定时结束产生定时中断，控制电路 6-1 中的控制器进行中断处理，停止 A/D 转换并控制 FPGA 数字信号处理与数字波束合成电路 6-6 开始工作。

(7) FPGA 数字信号处理与多波束合成电路 6-6 在处理完一帧图像数据以后产生一个帧结束标识符，主控电路检测到这个帧结束标识符后启动 USB 数据采集/传输电路 6-7 读取并传输这帧图像数据到计算机内存，传输完这帧图像数据后 128 通道并行采集与数字信号处理电路等待下一次扫描的开始。

(8) 计算机 7 对传进来的一帧信号进行灰阶变换后存入计算机开辟的一块专门作为帧图像数据存储区的内存区，该内存区大小为 256 帧图像数据的容量，新存入的帧图像数据覆盖该内存区的最后一帧数据，屏幕同步动态显示该帧图像。当按下冻结键以后可以重复播放内存中的帧存储区的图像也可以显示单帧图像，为诊断提供便利。

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。

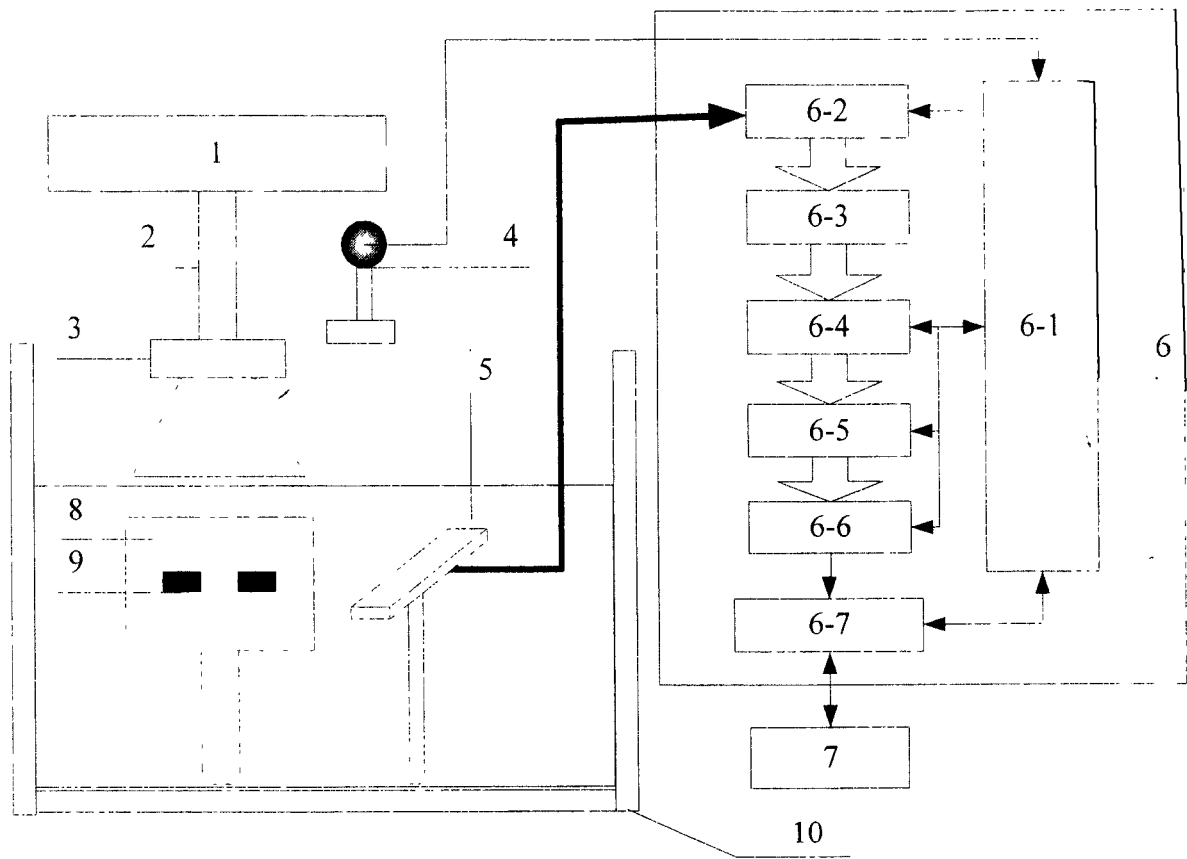


图 1

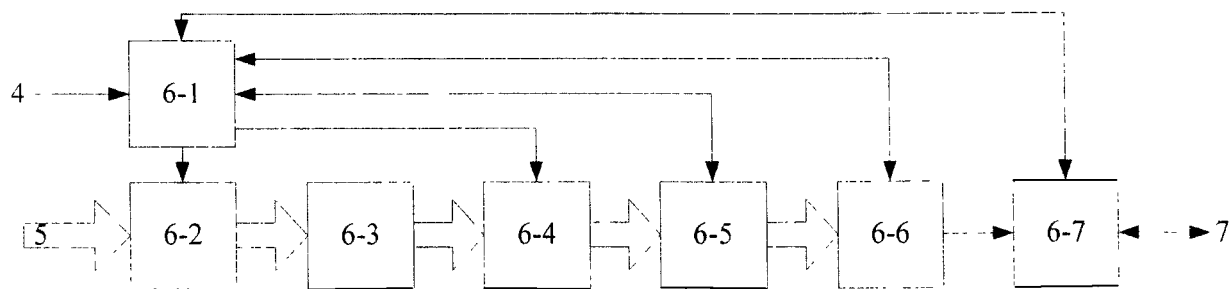


图 2

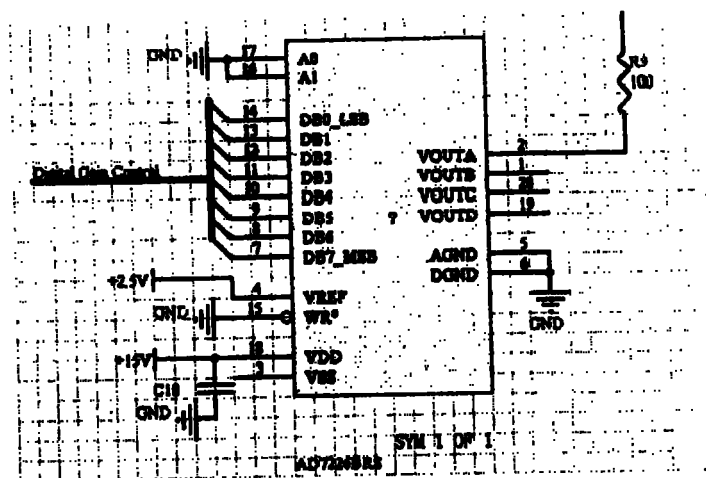


图 3

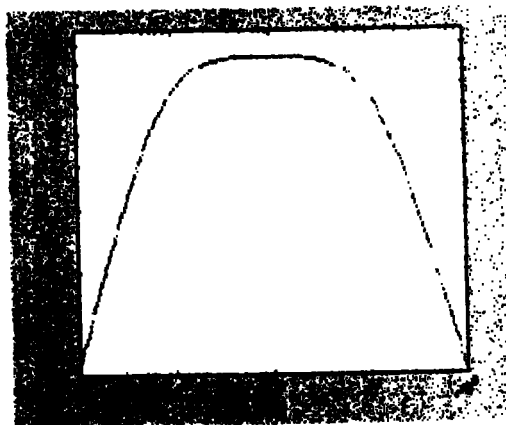
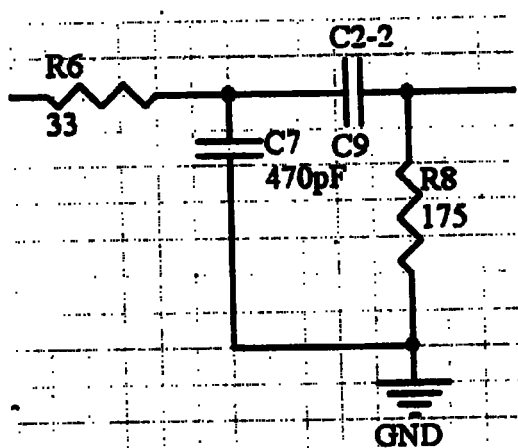
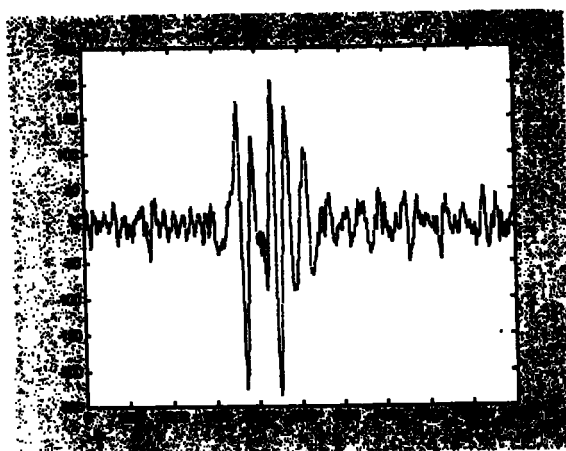
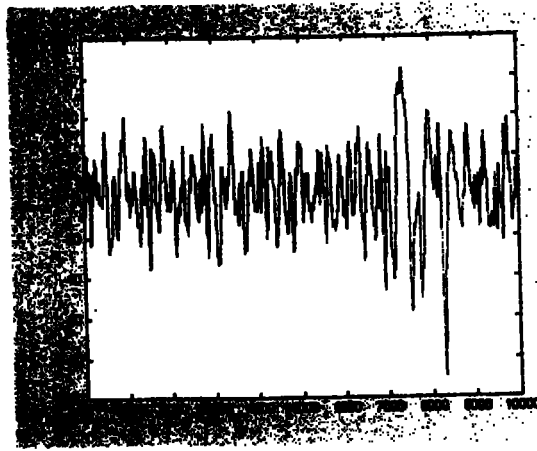


图 4



(a)



(b)

图 5

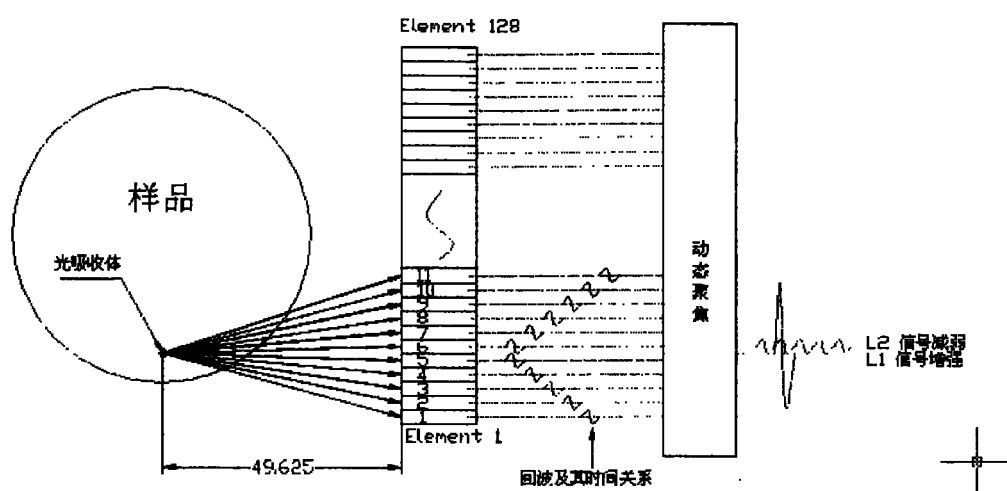


图 6

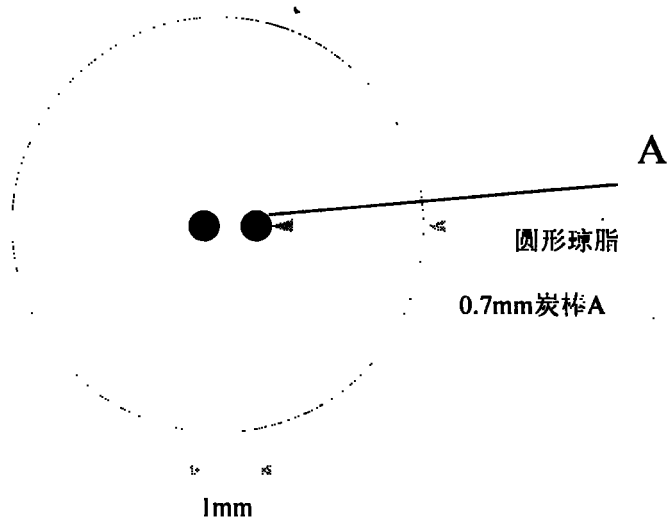


图 7

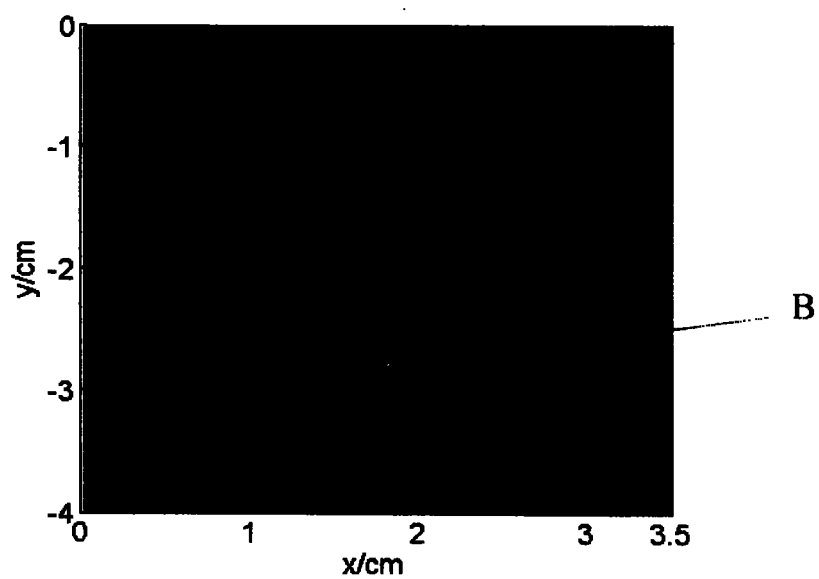


图 8

专利名称(译)	多通道电子并行扫描光声实时层析成像的方法及其装置		
公开(公告)号	CN100456016C	公开(公告)日	2009-01-28
申请号	CN200610035700.X	申请日	2006-05-30
[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 纪轩荣		
发明人	邢达 纪轩荣		
IPC分类号	G01N21/17 G01N21/84 A61B5/00		
代理人(译)	杨晓松		
审查员(译)	于晓芳		
其他公开文献	CN1862247A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供一种多通道电子并行扫描实时光声层析成像方法，包括如下步骤：脉冲激光入射到生物组织中产生光声信号；利用高密度阵列超声换能器并行接收光声信号，利用多通道电子并行扫描电路同步采集并处理；数字信号处理和基于动态聚焦的多波束数字合成后通过USB接口将帧图像数据输入计算机。一种实现上述方法的装置，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。本发明利用高密度阵列超声换能器和多通道电子并行扫描电路实现自动电子并行扫描样品，可以对声阻抗相同而光学参数不同的待测样品或生物组织实现实时层析成像，成像速度快，精度高，适应性好；本发明装置自动化程度高，操作方便，控制使用比较简单。

