

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.
A61B 8/00 (2006.01)
A61B 8/13 (2006.01)



[12] 发明专利说明书

专利号 ZL 200410015017.0

[45] 授权公告日 2008 年 11 月 19 日

[11] 授权公告号 CN 100434042C

[22] 申请日 2004.1.6

[21] 申请号 200410015017.0

[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 曾亚光 尹邦政

[56] 参考文献

CN1422597A 2003.6.11

CN1249162A 2000.4.5

CN1433739A 2003.8.6

CN1279054A 2001.1.10

CN1128493A 1996.8.7

审查员 熊 茜

[74] 专利代理机构 广州粤高专利代理有限公司
代理人 何燕玲

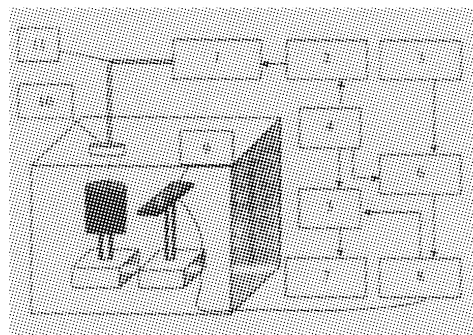
权利要求书 1 页 说明书 5 页 附图 2 页

[54] 发明名称

生物组织光学和超声的采集和层析成像的方法及其装置

[57] 摘要

本发明涉及一种生物组织光学和超声的采集和层析成像的方法及其装置，成像方法包括：(1) 超声扫描生物组织，查找可能的病变部位；(2) 脉冲激光和超声同时入射到第 1 步找出的可疑病变部位的组织中，获得光致超声和反射超声信号；(3) 接收超声回波和光声信号；(4) 计算机对信号进行数据处理后，通过直线投影层析成像；所述装置由激光器、多元超声阵列、外触发信号源、数据采集卡、延迟电路、计算机组成；多元超声阵列、数据采集卡、计算机依次电气连接；外触发信号源与数据采集卡、多元超声阵列电气连接，并通过触发延迟电路与激光器连接；本发明成像快速，诊断信息全面，适用于对早期的癌变检测。



1、一种生物组织光学和超声的采集和层析成像装置,其特征在于由激光器、多元超声阵列、外触发信号源、数据采集卡、触发延迟电路、计算机组成;多元超声阵列、数据采集卡、计算机依次电气连接;外触发信号源与数据采集卡、多元超声阵列电气连接,并通过触发延迟电路与激光器连接;

所述的多元超声阵列由探测器和相控聚焦电路电气连接组成;

所述的外触发信号源包括 4KHz 的触发源电路与 30Hz 的触发源电路; 30Hz 的触发源电路与触发延迟电路、激光器电气连接,并且同时和数据采集卡、多元超声阵列电气连接, 4KHz 的触发源电路与多元超声阵列电气连接;

所述的探测器由 320 个矩形压电陶瓷的换能器组成,每 44 个探测器动态组成一个群元接收信号,群元的各个探测器接收信号后通过触发延迟电路进行时间延迟,最后合成的信号是群元的聚焦轴线上的信号。

生物组织光学和超声的采集和层析成像的方法及其装置

技术领域

本发明属于成像技术，更具体地是涉及一种生物组织光学和超声的采集和层析成像的方法及其装置。

技术背景

光声方法在医学上的应用，特别是对乳腺癌的诊断成为目前研究的热点，大多数的研究者认为这是一种很有前途的诊断方法，特别是针对早期乳腺癌的诊断，因为乳房组织的主要成分是脂肪，早期癌变组织周围的毛细血管非常丰富，而且血管中血氧含量高，这就导致它与周围脂肪组织的光学吸收特性有较大差异，实验证明乳腺癌组织的光吸收比正常组织高出 5 倍以上，通过光声方法能实现光吸收体的层析成像，该方法相对于其它成像方法有很多的优点：与核磁共振成像相比，它成像成本低很多；与 X 射线方法相比它没有辐射；与 OCT 相比它的成像深度要深得多，达到 10mm~20mm 左右；通过特定波长的激光辐照生物组织，光声方法还能实现对组织功能成像，例如脑功能成像。

但是光声方法对乳腺癌的诊断和成像形成一种实用的方法和仪器还存在很多困难：考虑到生物组织的损伤阈值，入射的激光不能太强，又由于组织表面对光的强散射和吸收，到达深层组织的光强减弱，因此实践中，必须快速找到癌变组织的可疑部位，使激发光源尽可能的接近癌变组织附近；作为一种临床的成像方法，还要求成像速度尽可能的快，因此要求多探头采集；其次作为一种癌变的诊断，希望得到的信息越多越好，而光声方法也只能提供光吸收分布的信息，还需要其它的方法来补充佐证。

由于癌变组织的声阻抗也会发生变化，因此对乳腺癌的检测来说，超声反射方法也能对癌变组织检测和成像，B 超仪成像的原理是通过测量反射超声强度，实现对组织的声阻抗成像。B 超仪的优点是多探头成像（线阵探头包含了几百个探头单元），成像速度快，成像深度深，但成像对比度比较差，不能做出良性或者恶性的判断。对乳腺癌而言，癌变组织的声阻抗和光吸收都有变化，因此应用 B 超仪接收组织中的超声并结合光声方法层析成像，能够实现快速有效的乳腺癌的诊断。

发明内容

本发明的目的在于克服现有技术的不足，而提供一种对生物组织无损伤、成像快速、成像信息全面的生物组织光学和超声的采集和层析成像的方法。

本发明的另一个目的在于提供一种实现上述方法的装置。

为了实现上述的发明目的，本发明采用如下的技术方案：

本发明生物组织光学和超声的采集和层析成像的方法及其装置包括：

- (1)、超声扫描生物组织，查找可能的病变部位；
- (2)、脉冲激光和超声先后入射到第 1 步找出的可疑病变部位的组织中，产生光声和超声回波信号；
- (3)、接收到的超声回波和光声信号通过相控聚焦电路；采集到的信号记录在计算机里；
- (4)、计算机对信号进行数据处理后，通过直线投影成像。

所述步骤（2）中脉冲激光优选波长为 500nm~1064nm，超声的脉宽 70ns；

所述步骤（4）计算机在接收到超声回波和光声信号后，在成像之前可对信号进行滤波处理。

实现上述方法的装置由激光器、多元超声阵列、外触发信号源、数据采集

卡、延迟电路、计算机构成；多元超声阵列由 320 个压电陶瓷探测器和相控聚焦电路组成；多元超声阵列、数据采集卡、计算机依次电气连接；外触发信号源包括 4KHz 的高频触发源和 30Hz 的低频触发源，30Hz 的触发源和数据采集卡、多元超声阵列电气连接，并通过触发延迟电路与激光器连接；4KHz 的触发源与多元超声阵列连接；多元超声阵列前的压电陶瓷探测器前上方配有聚焦超声透镜。

本发明装置的工作过程是：4KHz 的触发源触发多元超声阵列，这个触发频率能在本装置的屏幕上直接看到超声成的像，找出可能的病变部位后，30Hz 的外触发信号触发超声阵列的某一群元 M，使之相干发出一束超声，超声的脉宽 70ns，同时高速数据采集卡被触发并开始接收信号，群元 M 同时也是接收信号的探测器，群元 M 的各个探测器接收到的信号通过相控聚焦电路获得群元 M 中心轴线上的超声的回波信号，并被数据采集卡采集；同一触发信号经触发延迟电路，延迟时间为 165 微秒，再触发脉冲激光器，脉冲激光照射样品，产生的光声信号被激发的群元 M 接收，群元 M 的各个探测器接收到的信号通过相控聚焦电路获得群元 M 中心轴线上的超声的光声信号，并被数据采集卡采集。数据采集卡同时也采集被触发群元的地址信息。通过电子开关扫描所有的群元，得到了二维平面的超声回波信号和光声信号，计算机采集完数据后，对光声、超声信号进行滤波等信号处理，再将处理后的信号按直线投影的方法并根据采集到的群元地址的信号直线投影到每次采集的群元的聚焦的轴线上，分别获得光声和超声的像。

本发明装置中，44 个动态探测器组成一个群元接收信号，通过相控延迟电路，对不同探测器进行时间延迟，然后将各个延迟了的信号合成，这个群元实际上等效为一个相干探测器，在它的相干聚焦方向上，44 个探测器能接收到信号由于相位被补偿相同，合成的信号最大；在探测器的非聚焦方向上，44 个探测器的信号相位补偿不同，彼此抵消，因此成像时只要按直线投影的方法将信号投影到聚焦方向上则可。

本发明装置的探测器由 320 个矩形压电陶瓷的换能器组成, 尺寸为 $0.1\text{mm} \times 10\text{mm}$, 压电陶瓷探测器前上方配有聚焦超声透镜, 这种结构能使群元只接收来自一个层面上的光声、超声信号, 从而获得二维层析图像。每个群元由 44 个超声探测器动态组成, 也就是 320 个探测器按照一定的规则每次选择 44 个探测器组合成一个群元, 例如第一次为第 1-44 个探测器组合, 第二次为第 2-45 个探测器组合, 脉冲激光优选波长为 $500\text{nm} \sim 1064\text{nm}$, 最常用波长为 532nm 和 1064nm 的调 Q 激光脉冲。

本发明与现有技术相比具有如下优点:

- 1、能够利用超声的快速成像的优点迅速找到可疑部位, 使激发光源尽可能的接近可疑区域, 从而提高成像的效率;
- 2、能够在一次采集中同时得到声阻抗和光吸收特性的断层图像, 为诊断提供了两方面的信息;
- 3、通过电路的相控聚焦的方法成像, 不需要复杂的算法;
- 4、由于本发明装置的结构简单, 所以组装容易, 操作方便。

附图说明

图 1 是本发明的装置结构示意图;

图 2 为本发明的一个实施例的样品和吸收体;

图 3 是采集到的超声反射的回波的图像;

图 4 是采集到的光声信号的二维层析图。

具体实施方式

本发明的装置结构如附图 1 所示, 本发明装置主要由激光器 1、触发延迟电路 2、 100KHz 外触发源电路 3、 30Hz 的外触发电路 4、高速数据采集卡 5、外触发电路选择开关 6、计算机 7、相控聚焦电路 8、多元超声阵列探测器 9、准直透镜 10、光纤 11 组成; 其中多元超声阵列探测器 9 和相控聚焦电路 8 电气连接, 组成多元超声阵列; 30Hz 的外触发电路 4、触发延迟电路 2、激光器 1

电气连接：多元超声阵列、数据采集卡 5、计算机 7 依次电连接；30Hz 的外触发电路 4 同时和高速数据采集卡 5、多元超声阵列连接。

选用各构件组成本装置，其中：激光器 1 选用美国光谱物理公司生产的 MOP0，可以发出波长为 500nm-2000nm 的脉冲激光，本实施例选用波长为 532nm 的绿色激光；高速数据采集卡 5 选用 Gage Applied 公司的 Compuscope 12100 型高速数据采集卡（采样速率 100MHz）；计算机可以选用 P4 微机。

本发明方法的具体实施步骤为：

1、30Hz 的外触发电路触发多元超声探测器的某一群元 M，该群元相干发出一束超声，同时高速数据采集卡被触发开始接收信号，数据采集卡接收到超声回波信号并传输到计算机存储；

2、30Hz 的外触发电路经过延迟电路被延迟 165 微秒，再触发脉冲激光器；

3、脉冲激光照射样品产生光声信号被群元 M 接收，通过相控聚焦电路后被高速数据采集卡采集并传输到计算机存储；

4、计算机图像重建时对信号进行滤波处理后再根据采集的群元地址将处理后的超声和光声信号按直线投影的方法投影到群元的焦区。

在实验中，模拟生物组织样品实验样品是用 1 克琼脂粉、100 克水和 2ml 浓度为 20%的低脂牛奶溶液加热到 70 摄氏度后在圆形烧杯中冷却凝结而成，样品的有效光散射系数约是 $\mu_s = 10\text{mm}^{-1}$ ，样品的吸收系数很小，因此样品没有产生光声信号，样品中埋藏的吸收体是同种配比的琼脂再加上 0.008 克的泰扑兰染色，其光吸收系数约为 0.3mm^{-1} ，实验样品的直径为 35mm，吸收体的直径为 3mm，实际样品如附图 2 所示，光声和超声分别成的图像如图 3、图 4 所示，图 3 和 4 中，纵坐标表示距离探测器的距离，0 表示探测器的位置。

在实际使用当中，30Hz 的外触发电路触发多元超声阵列发射超声和激光器之前，需要通过 4KHz 的触发信号触发多元超声阵列发射超声到生物组织，查找可能的病变部位，30Hz 触发电路触发的超声和激光都是针对病变部位的扫描。

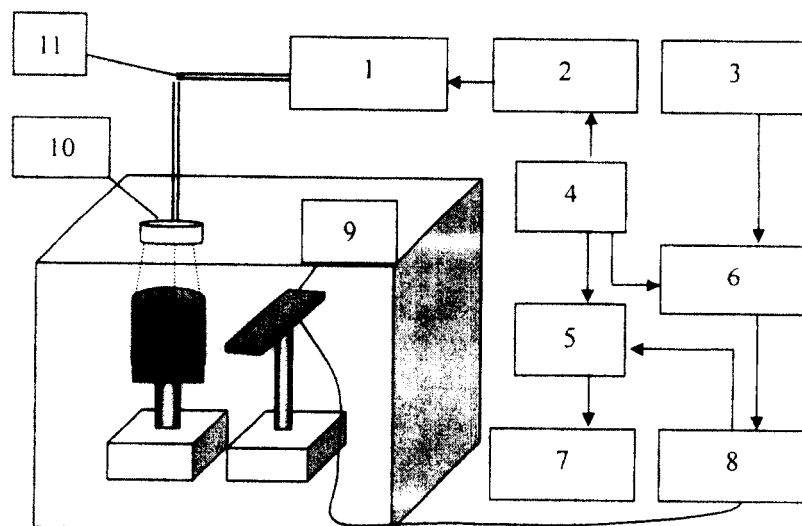


图 1



图 2

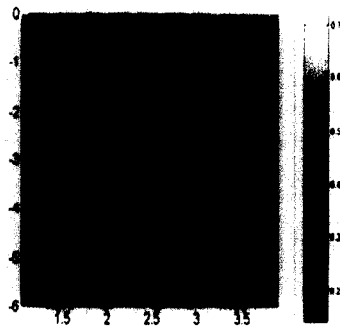


图 3

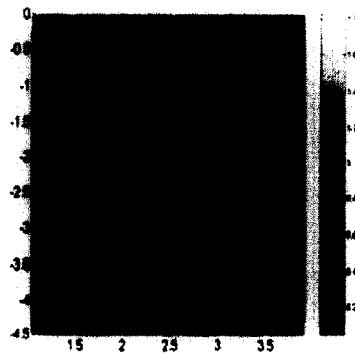


图 4

专利名称(译)	生物组织光学和超声的采集和层析成像的方法及其装置		
公开(公告)号	CN100434042C	公开(公告)日	2008-11-19
申请号	CN200410015017.0	申请日	2004-01-06
[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 曾亚光 尹邦政		
发明人	邢达 曾亚光 尹邦政		
IPC分类号	A61B8/00 A61B8/13		
代理人(译)	何燕玲		
审查员(译)	熊茜		
其他公开文献	CN1555764A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及一种生物组织光学和超声的采集和层析成像的方法及其装置，成像方法包括：(1)超声扫描生物组织，查找可能的病变部位；(2)脉冲激光和超声同时入射到第1步找出的可疑病变部位的组织中，获得光致超声和反射超声信号；(3)接收超声回波和光声信号；(4)计算机对信号进行数据处理后，通过直线投影层析成像；所述装置由激光器、多元超声阵列、外触发信号源、数据采集卡、延迟电路、计算机组成；多元超声阵列、数据采集卡、计算机依次电气连接；外触发信号源与数据采集卡、多元超声阵列电气连接，并通过触发延迟电路与激光器连接；本发明成像快速，诊断信息全面，适用于对早期的癌变检测。

