



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 107713990 A

(43)申请公布日 2018.02.23

(21)申请号 201711048754.4

(22)申请日 2017.10.31

(71)申请人 华南师范大学

地址 510631 广东省广州市天河区中山大道西55号

(72)发明人 邢达 袁畅 计钟 杨思华

(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 林梅繁

(51)Int.Cl.

A61B 5/00(2006.01)

A61B 5/05(2006.01)

A61B 8/08(2006.01)

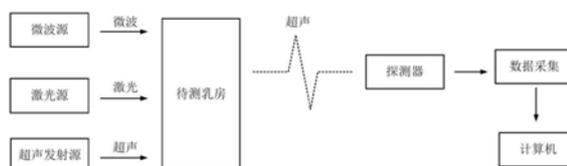
权利要求书2页 说明书6页 附图1页

(54)发明名称

一种热声、光声、超声三模态乳腺肿瘤检测装置及方法

(57)摘要

本发明涉及热声、光声、超声三模态乳腺肿瘤检测装置及方法,其装置包括脉冲序列发生器、微波源、激光源、超声发射源、耦合器、探测器、数据采集模块和图像处理模块;被测组织置于耦合器中,微波源、激光源、超声发射源的能量辐射到耦合器中,产生的热声、光声、超声信号一同被探测器接收,然后经数据采集模块采集到图像处理模块;图像处理模块采用反投影算法分别进行热声、光声、超声图像的重建,得到三模态成像,最后将三模态成像叠加合成在同一图像上。本发明将各自单模态的优势集中于一套系统中,不仅可以排除对乳房水肿、炎症以及纤维腺瘤的误诊,还可以通过多种参数指标的结合提高检测早期乳腺癌的准确率。



1. 一种热声、光声、超声三模态乳腺肿瘤检测装置,其特征在于,包括脉冲序列发生器、微波源、激光源、超声发射源、耦合器、探测器、数据采集模块和图像处理模块,脉冲序列发生器分别与微波源、激光源、超声发射源连接,图像处理模块与数据采集模块连接;被测组织置于耦合器中,脉冲序列发生器产生的脉冲序列交错地触发微波源、激光源、超声发射源;微波源、激光源、超声发射源的能量辐射到耦合器中,分别发生热声、光声、声反射效应,相应地产生热声、光声、超声信号,并一同被探测器接收,所接收的数据通过数据采集模块采集到图像处理模块;图像处理模块采用反投影算法分别进行热声、光声、超声图像的重建,得到热声、光声、超声三模态成像,最后将三模态成像叠加合成在同一图像上。

2. 根据权利要求1所述的热声、光声、超声三模态乳腺肿瘤检测装置,其特征在于,所述脉冲序列发生器首先触发超声发射源向耦合器发射超声波,数据采集卡工作,将探测器采集的电信号传入数据采集卡中,采集的数据再导入图像处理模块中,数据采集卡停止工作;

延迟一段时间后,脉冲序列发生器触发激光源发出脉冲激光,脉冲激光通过聚焦透镜聚焦,照在被测组织上,激发出光声信号,光声信号经过耦合器中的耦合液后被探测器接收,数据采集卡停止工作;

延迟一段时间后,脉冲序列发生器触发微波源产生脉冲微波,并触发数据采集卡开始工作;脉冲微波经发射天线传输到耦合器中,利用热声效应激发产生热声信号,热声信号以超声波形式辐射出去;超声波最终传输到探测器上,在探测器上转换为电信号传入数据采集卡,采集的数据再导入图像处理模块中。

3. 根据权利要求2所述的热声、光声、超声三模态乳腺肿瘤检测装置,其特征在于,所述延迟一段时间为延迟1-50微秒。

4. 根据权利要求1所述的热声、光声、超声三模态乳腺肿瘤检测装置,其特征在于,所述热声、光声图像的重建算法为:

$$P(i, j) = \sum_N g_k \Big|_{R_k} = \sum_N g_k (\sqrt{(i-x_k)^2 + (j-y_k)^2} / c) \quad (1)$$

超声图像的重建算法为:

$$P(i, j) = \sum_N g_k \Big|_{R_k} = \sum_N g_k (\sqrt{(i-x_k)^2 + (j-y_k)^2} / 2c) \quad (2)$$

式中*i*、*j*是重建点的二维空间坐标;*g_k*是探测器阵元*k*的时域信号,通过数据采集模块采集获得;*x_k*、*y_k*是探测器阵元*k*的二维空间坐标,为探测器的基本参数;*c*是声速,*N*是探测器阵元总数目;*P*(*i*, *j*)为所重建的图像像素值。

5. 根据权利要求1所述的热声、光声、超声三模态乳腺肿瘤检测装置,其特征在于,所述探测器为多元环形阵列超声探测器,阵元范围为16-512,主频为1-20MHz,相对带宽是70%。

6. 根据权利要求1所述的热声、光声、超声三模态乳腺肿瘤检测装置,其特征在于,所述探测器为超声换能器。

7. 根据权利要求1所述的热声、光声、超声三模态乳腺肿瘤检测装置,其特征在于,所述脉冲序列发生器和图像处理模块设置在计算机中。

8. 根据权利要求1所述的热声、光声、超声三模态乳腺肿瘤检测装置,其特征在于,所述数据采集模块包括依次连接的前置放大器、A/D转换器、数据采集卡,前置放大器与探测器连接,数据采集卡与图像处理模块连接。

9. 基于权利要求1所述热声、光声、超声三模态乳腺肿瘤检测装置的热声、光声、超声三模态乳腺肿瘤检测方法,其特征在于,包括如下步骤:

S1、将被测组织置于耦合器中;

S2、先利用脉冲序列发生器触发超声发射源向耦合器中发射超声波,数据采集模块工作;将探测器采集的电信号传入数据采集模块中,采集的数据再导入图像处理模块中,数据采集模块停止工作;

S3、延迟一段时间后,利用脉冲序列发生器触发激光源发出脉冲激光,该脉冲激光通过聚焦透镜聚焦,照在被测组织上,激发出光声信号,光声信号经过耦合器中的耦合液后被探测器接收,数据采集模块停止工作;

S4、延迟一段时间后,利用脉冲序列发生器触发微波源产生脉冲微波,并触发数据采集模块开始工作;脉冲微波经发射天线传输到耦合器中,利用热声效应激发产生热声信号,热声信号以超声波形式辐射出去;超声波最终传输到探测器上,在探测器上转换为电信号传入数据采集模块,采集的数据再导入图像处理模块中;

S5、根据导入图像处理模块中的热声、光声、超声信号数据,图像处理模块采用反投影算法进行图像重建处理,分别得到微波热声、光声、超声三模态成像;

S6、将三模态成像叠加合成在同一图像上。

10. 根据权利要求9所述的热声、光声、超声三模态乳腺肿瘤检测方法,其特征在于,步骤S5图像重建处理中,热声、光声图像的重建算法为:

$$P(i, j) = \sum_N g_k \Big|_{R_k} = \sum_N g_k (\sqrt{(i-x_k)^2 + (j-y_k)^2} / c) \quad (1)$$

超声图像的重建算法为:

$$P(i, j) = \sum_N g_k \Big|_{R_k} = \sum_N g_k (\sqrt{(i-x_k)^2 + (j-y_k)^2} / 2c) \quad (2)$$

式中*i*、*j*是重建点的二维空间坐标;*g_k*是探测器阵元*k*的时域信号,通过数据采集模块采集获得;*x_k*、*y_k*是探测器阵元*k*的二维空间坐标,为探测器的基本参数;*c*是声速,*N*是探测器阵元总数目;*P*(*i*, *j*)为所重建的图像像素值。

一种热声、光声、超声三模态乳腺肿瘤检测装置及方法

技术领域

[0001] 本发明属于热声、光声和超声成像技术领域,具体涉及一种热声、光声、超声三模态乳腺肿瘤检测装置及方法。

背景技术

[0002] 目前,医学影像一般采用单一模态进行成像。现有单一模态的医学影像存在其局限性,如热声成像,只可以提供深度病变组织和分子水平上的信息;光声成像,只可有效地进行生物组织结构和功能成像,对于生物组织的结构形态、生理病理特征、功能和代谢研究提供了重要的方法和手段;超声成像,只可用组织形态学层面上的成像,但是超声受气体和骨骼的阻碍,并且组织对比度较低。具体来说:

[0003] 热声成像是一种利用脉冲微波照射生物组织来激发热声信号的断层成像技术,既具有热声成像对不同组织的良好图像对比度,又具有超声成像图像分辨率较高的优势,有利于组织结构的细致观察和分析。热声成像将成为一种新型的无损检测技术。

[0004] 光声成像的基本原理是:短脉冲激光照射到生物组织上,激光能量被组织内的吸收体快速吸收导致温度升高,组织受热膨胀,产生超声波,这种现象称为光声效应。超声波穿过组织向外传播,被放置在组织周围的超声探测器接收,根据不同的接收方式,采用不同的重建算法,就可以得到在激光照射下组织内不同区域的光吸收分布,从而反映出不同组织间的吸收差异,以此判断组织的结构功能和病理特征。

[0005] 超声成像利用的是不同组织对超声波在声阻抗和衰减上的差别,通过接收回声信号得到组织结构信息,同时还能够实时的生成图像,设备可做成便携式,没有副作用,相对于其他成像技术而言检查价格便宜。但是超声图像对比度较低,不易实现早期病变的检测。

发明内容

[0006] 为了解决现有单一模式成像在乳房肿瘤检测上所存在的技术问题,本发明提出一种热声、光声、超声三模态乳腺肿瘤检测装置及方法,为融合了多种成像技术的多模态成像技术,可同时获取基于多种成像对比原理的诊断参数,将各自单模态的优势集中于一套系统中,不仅可以排除对乳房水肿、炎症以及纤维腺瘤的误诊,还可以通过多种参数指标的结合提高检测早期乳腺癌的准确率。

[0007] 本发明检测装置采用下述技术方案实现:一种热声、光声、超声三模态乳腺肿瘤检测装置,包括脉冲序列发生器、微波源、激光源、超声发射源、耦合器、探测器、数据采集模块和图像处理模块,脉冲序列发生器分别与微波源、激光源、超声发射源连接,图像处理模块与数据采集模块连接;被测组织置于耦合器中,脉冲序列发生器产生的脉冲序列交错地触发微波源、激光源、超声发射源;微波源、激光源、超声发射源的能量辐射到耦合器中,分别发生热声、光声、声反射效应,相应地产生热声、光声、超声信号,并一同被探测器接收,所接收的数据通过数据采集模块采集到图像处理模块;图像处理模块采用反投影算法分别进行热声、光声、超声图像的重建,得到热声、光声、超声三模态成像,最后将三模态成像叠加合

成在同一图像上。

[0008] 优选地,所述脉冲序列发生器首先触发超声发射源向耦合器发射超声波,数据采集卡工作,将探测器采集的电信号传入数据采集卡中,采集的数据再导入图像处理模块中,数据采集卡停止工作;

[0009] 延迟一段时间后,脉冲序列发生器触发激光源发出脉冲激光,脉冲激光通过聚焦透镜聚焦,照在被测组织上,激发出光声信号,光声信号经过耦合器中的耦合液后被探测器接收,数据采集卡停止工作;

[0010] 延迟一段时间后,脉冲序列发生器触发微波源产生脉冲微波,并触发数据采集卡开始工作;脉冲微波经发射天线传输到耦合器中,利用热声效应激发产生热声信号,热声信号以超声波形式辐射出去;超声波最终传输到探测器上,在探测器上转换为电信号传入数据采集卡,采集的数据再导入图像处理模块中。

[0011] 优选地,所述热声、光声图像的重建算法为:

$$[0012] \quad P(i, j) = \sum_N g_k \Big|_{R_k} = \sum_N g_k (\sqrt{(i-x_k)^2 + (j-y_k)^2} / c) \quad (1)$$

[0013] 超声图像的重建算法为:

$$[0014] \quad P(i, j) = \sum_N g_k \Big|_{R_k} = \sum_N g_k (\sqrt{(i-x_k)^2 + (j-y_k)^2} / 2c) \quad (2)$$

[0015] 式中*i*、*j*是重建点的二维空间坐标;*g_k*是探测器阵元*k*的时域信号,通过数据采集模块采集获得;*x_k*、*y_k*是探测器阵元*k*的二维空间坐标,为探测器的基本参数;*c*是声速,*N*是探测器阵元总数目;*P*(*i*, *j*)为所重建的图像像素值。

[0016] 优选地,所述探测器为多元环形阵列超声探测器,阵元范围为16-512,主频为1-20MHz,相对带宽是70%。

[0017] 优选地,所述数据采集模块包括依次连接的前置放大器、A/D转换器、数据采集卡,前置放大器与探测器连接,数据采集卡与图像处理模块连接。

[0018] 本发明热声、光声、超声三模态乳腺肿瘤检测方法基于上述热声、光声、超声三模态乳腺肿瘤检测装置,包括如下步骤:

[0019] S1、将被测组织置于耦合器中;

[0020] S2、先利用脉冲序列发生器触发超声发射源向耦合器中发射超声波,数据采集模块工作;将探测器采集的电信号传入数据采集模块中,采集的数据再导入图像处理模块中,数据采集模块停止工作;

[0021] S3、延迟一段时间后,利用脉冲序列发生器触发激光源发出脉冲激光,该脉冲激光通过聚焦透镜聚焦,照在被测组织上,激发出光声信号,光声信号经过耦合器中的耦合液后被探测器接收,数据采集模块停止工作;

[0022] S4、延迟一段时间后,利用脉冲序列发生器触发微波源产生脉冲微波,并触发数据采集模块开始工作;脉冲微波经发射天线传输到耦合器中,利用热声效应激发产生热声信号,热声信号以超声波形式辐射出去;超声波最终传输到探测器上,在探测器上转换为电信号传入数据采集模块,采集的数据再导入图像处理模块中;

[0023] S5、根据导入图像处理模块中的热声、光声、超声信号数据,图像处理模块采用反投影算法进行图像重建处理,分别得到微波热声、光声、超声三模态成像;

[0024] S6、将三模态成像叠加合成在同一图像上。

[0025] 本发明相对于现有技术具有如下的优点及有益效果：

[0026] 1、热声成像具有很好的空间分辨率和成像对比度，非电离辐射的成像模式，具有很高的安全性；超声成像对于肌肉和软组织显像良好，对于显示固体和液体之间的界面有特别的用处，而且能够显示脏器的结构，同时还能够实时的生成图像，设备可做成便携式，没有副作用。本发明采用热声、光声、超声三模态对乳腺肿瘤进行检测，不仅可以排除对乳房水肿、炎症以及纤维腺瘤的误诊，还可以通过多种参数指标的结合提高检测早期乳腺癌的准确率。

[0027] 2、本发明能够获取微波吸收系数、电偶极距、光吸收系数、声阻抗等多种物理参数，实现病变肿瘤组织的功能和强度成像；采用基于可视化水成分（热声成像）、互补的可视化脂质（光声成像）和病变处的形貌信息（超声成像）这三种模态协同成像的模式，最终能呈现出一套独特而重要的早期肿瘤诊断的成像工具，而且具有体积小、重量轻的特点，具备快速成像检测的能力，便于产业化。

附图说明

[0028] 图1是本发明热声、光声、超声三模态乳腺肿瘤检测装置的结构示意图；

[0029] 图2是本发明三模态成像的时序图，其中2-1为系统时钟；2-2为微波源触发；2-3为热声信号采集；2-4为激光器触发；2-5为光声信号采集；2-6为超声发射器触发；2-7超声信号采集；

[0030] 图3是检测被测组织的热声、光声、超声三种模态的互补成像，其中a为样品，b为光声成像图，c为热声成像图，d为超声成像图。

具体实施方式

[0031] 下面结合实施例与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。

[0032] 实施例

[0033] 如图1所示，本发明热声、光声、超声三模态乳腺肿瘤成像检测装置，开发的三模式肿瘤检测设备主要包括：微波源、激光源、超声发射源、耦合器、探测器、数据采集模块、脉冲序列发生器和图像处理模块，脉冲序列发生器分别与微波源、激光源、超声发射源连接，图像处理模块与数据采集模块连接，脉冲序列发生器和图像处理模块设置在计算机中；脉冲序列发生器产生的脉冲序列，交错地触发微波源、激光源、超声发射源。被测组织置于耦合器中，微波源、激光源、超声发射源的能量辐射到耦合器中，分别发生热声、光声、声反射效应，相应地产生热声、光声、超声信号，一同被探测器接收，所接收的数据通过数据采集模块采集到计算机的图像处理模块中，图像处理模块分别建立热声、光声、超声成像，产生多参数的结构影像。

[0034] 耦合器用于放置被测组织，保持恒温、恒压、不易变形，耐腐蚀、耐高温、易清洗，可更换，耦合器中装有耦合液。探测器为多元环形阵列超声探测器，阵元范围为16-512，优选为384；主频为1-20MHz，优选为10MHz，相对带宽是70%左右。数据采集模块包括依次连接的前置放大器、A/D转换器、数据采集卡，前置放大器与探测器连接，数据采集卡与计算机连

接。数据采集模块采用12位分辨率,采样率为50MS/s的数据采集卡,采样率满足采集要求。前置放大器采用多通道(2-512通道)系统,优选为与探测器通道数一致。

[0035] 所述微波源,即微波发生器,采用了BW-6000HPT高功率微波发生器,优选为超短高功率微波发声器,频率为6GHz,脉冲功率为80KW-300KW连续可调,脉冲宽度有0.3 μ s-1.1 μ s,重复频率为50Hz-500Hz可调,其具有脉宽窄、功率高、体积小、重量轻、使用方便等特点。所产生的微波为窄脉冲微波(<2000ns),优选为超短脉冲微波(<20ns)。

[0036] 所述激光源采用参数为:脉宽1-20ns,脉冲重复频率:1-1000Hz,波长:500-1400nm,优选为1206nm。激光经透镜和毛玻璃扩束后均匀辐照到肿瘤表面产生光声信号。由于超声波是机械波,所以需要借助耦合液进行有效传输,超声信号被探测器收集后,先经前置放大器放大,然后进行A/D转换后被数据采集卡(其采样率优选为50MHz)采集并存于计算机中,用于后续图像重建。

[0037] 所述超声发射源采用超声接收与发射装置,用于发射与接收超声信号,最大支持通道数目为128,基本影像模式为6种,影像模式选择B超模式;其中发射天线用于辐射高功率微波,形状为圆喇叭,口径为110mm,增益为3dB。超声接收与发射装置先经由超声换能器向样品发射超声,再接收超声换能器采集的电信号,传到数据采集卡中。超声接收与发射装置采用的通道数优选为与探测器通道数一致;探头接口则采用线阵列。

[0038] 本发明热声、光声、超声三模态乳腺肿瘤检测装置的作用原理是:

[0039] (1) 计算机发射脉冲序列,如图2,触发微波发生器发出脉冲微波,经发射天线均匀的辐照到被测组织(即待测乳腺)上,待测乳腺吸收微波能量引起瞬间温升,此时微波的脉宽比较窄,吸收的能量不能在微波脉冲持续时间内发生热扩散,此时可看作绝热膨胀,产生热声效应,将热能转化为机械能以超声波形式辐射出去。该热声信号反映了样品中微波吸收差异的信息,探测器中每个通道接收到同一平面不同位置的热声信号,全部通道的热声信号转换成电信号传导到计算机中,经过滤波反投影法可还原出完整的反映乳腺微波吸收差异的图像。经过一段延迟后,计算机发射的脉冲序列触发超声接收与发射装置进行工作。

[0040] (2) 超声接收与发射装置的工作原理为:乳房正常组织与乳腺恶性肿瘤组织的声波阻抗存在着较大差异,且入射波会在不同组织的交界面产生声反射,探测器的传感器再将这些反射声波收集,由算法处理形成不同组织或器官的影像对比分布图。在检测早期乳腺癌时,超声接收与发射装置向乳腺发射超声波,探测器将反射声波转换成电信号并传到数据采集卡中进行数据处理,再送到计算机中,显示出早期乳腺癌的病变情况图像。

[0041] (3) 激光源发射脉冲激光,经透镜辐射到被测组织上,被测组织吸收了光束能量后引起温升,发生膨胀,产生光声效应,并以超声波形式辐射出去。探测器(即超声接收和发射装置)用于接收、发射超声波信号、热声信号、光声信号,并将超声波信号传输到数据采集卡进行超声时域信号采集,热声信号、光声信号经放大器处理后传输到数据采集卡进行热声、光声时域信号采集;计算机根据数据采集卡所采集的热声、光声、超声的时域信号,利用反投影算法进行图像处理,得到微波热声、光声、超声三模态成像,并根据得到的三模态成像得到被测组织各种成分的信息参数,最后将三模态成像叠加合成在同一图像上。

[0042] 所述图像处理在于,热声、光声、超声图像采用同一种图像重建方法,优选为延迟-叠加方法,其优点是简单,处理速度快,它是一种基于时域的方法。热声、光声图像的重建算法为:

$$[0043] \quad P(i, j) = \sum_N g_k \Big|_{R_k} = \sum_N g_k (\sqrt{(i-x_k)^2 + (j-y_k)^2} / c) \quad (1)$$

[0044] 超声图像的重建算法与热声、光声图像的重建算法基本相同, 具体为:

$$[0045] \quad P(i, j) = \sum_N g_k \Big|_{R_k} = \sum_N g_k (\sqrt{(i-x_k)^2 + (j-y_k)^2} / 2c) \quad (2)$$

[0046] 上面两式中*i*、*j*是重建点的二维空间坐标;*g_k*是探测器阵元*k*的时域信号, 通过数据采集卡采集获得;*x_k*、*y_k*是探测器阵元*k*的二维空间坐标, 为探测器的基本参数;*c*是声速, *N*是探测器阵元总数目;*P*(*i*, *j*)为所重建的图像像素值。该算法在计算机内运行, 优选利用labVIEW程序, 可以实现采集、运算同步进行。

[0047] 在计算机的图像处理模块中, 三种成像模式各一组图像可以一定的时序依次完成, 这样可以在同一套数据采集卡下, 同时获取同一片成像区域的三种成像模式的影像, 并且互不干扰。然后, 图像处理模块的热声成像部分提取被测组织中主要水成分和极性分子信息; 光声成像部分提取被测样品中脂质成分信息; 超声成像部分则提取被测样品的声阻抗, 反映了被测组织的形貌特征。最后, 图像处理模块将所呈现不同信息(水成分、其他极性分子、非极性分子和物体形态等)用不同颜色表示, 叠加合成在同一图像上, 可以得到基本反映组织中大部分(99.5%)成分的信息图像(多参数的分子影像), 以多模态多参数的精准诊断信息实现早期乳腺肿瘤筛查。

[0048] 本发明检测方法基于上述热声、光声、超声三模态乳腺肿瘤检测装置, 包括以下步骤:

[0049] 1. 开启各设备, 设置参数, 进行初始化。

[0050] 2. 检测人员引导待测患者将乳房置于检测区域, 即耦合器中。

[0051] 3. 首先利用计算机发射的脉冲序列触发超声接收与发射装置向样品池(即耦合器)中发射超声波, 数据采集卡工作; 将探测器采集的电信号传入数据采集卡中, 采集的数据再导入计算机中, 数据采集卡停止工作。

[0052] 4. 延迟一段时间后(1-50微秒左右), 利用计算机发射的脉冲序列触发激光源发出脉冲激光, 该脉冲激光通过聚焦透镜聚焦, 照在被测组织上, 激发出光声信号, 光声信号经过耦合器中的耦合液后被超声换能器(即探测器)接收, 数据采集卡停止工作。

[0053] 5. 延迟一段时间后(1-50微秒左右), 利用计算机发射的脉冲序列触发微波发生器产生脉冲微波, 并触发数据采集卡开始工作; 脉冲微波经发射天线传输到样品池中, 利用热声效应激发产生热声信号, 热声信号以超声波形式辐射出去; 超声波最终传输到探测器上, 在探测器上转换为电信号传入数据采集卡, 采集的数据再导入计算机中。

[0054] 6. 根据导入计算机中的热声、光声、超声信号数据, 计算机采用反投影算法进行图像重建处理, 分别得到微波热声、光声、超声三模态成像。图像重建所采用的算法如公式(1)、(2)所示。

[0055] 7. 从三模态成像上提取水成分、其他极性分子、非极性分子和物体形态等信息, 不同信息用不同颜色表示, 最终合成在同一图像上。

[0056] 8. 储存数据并关闭各设备。

[0057] 其中, 采用的系统时序控制如图2所示, 大致可以分为三个部分, 首先控制系统给超短脉冲微波源一个触发, 超短脉冲微波源开始工作并辐射出一个微波脉冲, 同时数据采

集模块开始接收数据,根据人体乳房大致尺寸(直径5-15cm),可以得知热声信号采集的时间窗口大致为33-100 μ s,加上50 μ s冗余量,即150 μ s后,控制系统给计算机的图像处理模块一个触发,图像处理模块将150 μ s内获得的热声信号数据导入计算机。可以采用同样的方式触发、采集、处理光声和超声部分。计算机最后将导入的三种模态的数据分别采用反投影算法处理。

[0058] 下面以琼脂样品为例进一步说明本实施例:图3是热声、光声、超声三种模态的互补成像,采用浓度为3%的琼脂,然后在背景琼脂中分别插入一支纯水填充和一支脂肪填充的软管,制作成被测样品,见图3中的a;分别对其进行微波热声成像、光声成像和超声成像,见图3中的b、c、d。

[0059] (1) 启动激光源,输出脉冲激光波长为1206nm,脉宽为10ns,重复频率是15Hz;该脉冲激光通过物镜聚焦后照射在琼脂样品上,激光激发出光声信号,光声信号经过耦合槽中的耦合液后被超声探测器接收;超声探测器接收到光声信号后,经放大器将信号放大后,将其传到示波器进行数据采集,再将数据传输并储存到计算机中;采集完全部信号后,导入计算机中。

[0060] (2) 利用计算机发射的脉冲序列触发微波发生器产生脉冲微波,并触发数据采集卡开始工作;脉冲微波经发射天线传输到样品池中,利用热声效应激发产生超声波信号;超声波信号传输到超声换能器上,在超声换能器(即超声探测器)上转换为电信号传入数据采集卡,再导入计算机中,数据采集卡停止工作。

[0061] (3) 延迟一段时间后,触发超声接收与发射装置向样品池中发射超声波,数据采集卡工作;将超声换能器采集的电信号传入数据采集卡中,再导入计算机,数据采集卡停止工作。

[0062] (4) 利用计算机软件将上述热声成像、光声成像与超声成像进行叠加。

[0063] (5) 储存数据并关闭各设备。

[0064] 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。

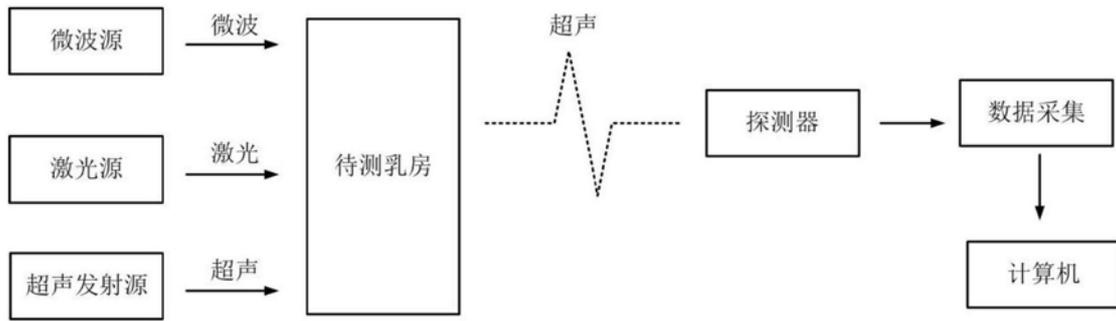


图1

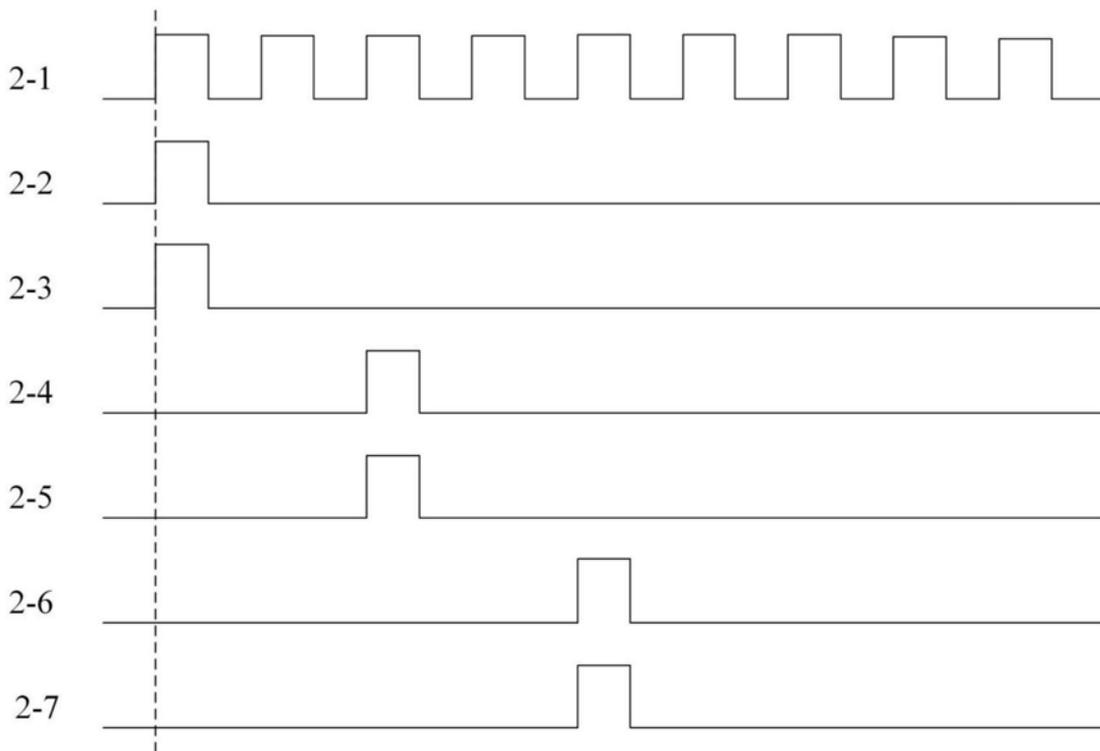


图2

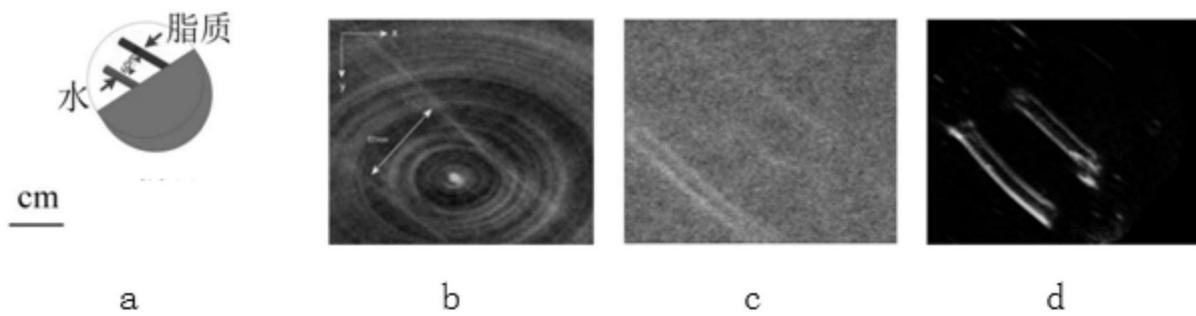


图3

专利名称(译)	一种热声、光声、超声三模态乳腺肿瘤检测装置及方法		
公开(公告)号	CN107713990A	公开(公告)日	2018-02-23
申请号	CN2017111048754.4	申请日	2017-10-31
[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 袁畅 计钟 杨思华		
发明人	邢达 袁畅 计钟 杨思华		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/05 A61B8/08		
CPC分类号	A61B5/0095 A61B5/0507 A61B5/4312 A61B5/68 A61B5/72 A61B8/0825 A61B8/085 A61B8/5207 A61B8/5261		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及热声、光声、超声三模态乳腺肿瘤检测装置及方法，其装置包括脉冲序列发生器、微波源、激光源、超声发射源、耦合器、探测器、数据采集模块和图像处理模块；被测组织置于耦合器中，微波源、激光源、超声发射源的能量辐射到耦合器中，产生的热声、光声、超声信号一同被探测器接收，然后经数据采集模块采集到图像处理模块；图像处理模块采用反投影算法分别进行热声、光声、超声图像的重建，得到三模态成像，最后将三模态成像叠加合成在同一图像上。本发明将各自单模态的优势集中于一套系统中，不仅可以排除对乳房水肿、炎症以及纤维腺瘤的误诊，还可以通过多种参数指标的结合提高检测早期乳腺癌的准确率。

