



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 107115098 A

(43)申请公布日 2017.09.01

(21)申请号 201710188583.9

(22)申请日 2017.03.27

(71)申请人 北京大学

地址 100871 北京市海淀区颐和园路5号

(72)发明人 李长辉 张广杰 任秋实

(74)专利代理机构 北京万象新悦知识产权代理
事务所(普通合伙) 11360

代理人 王岩

(51)Int.Cl.

A61B 5/00(2006.01)

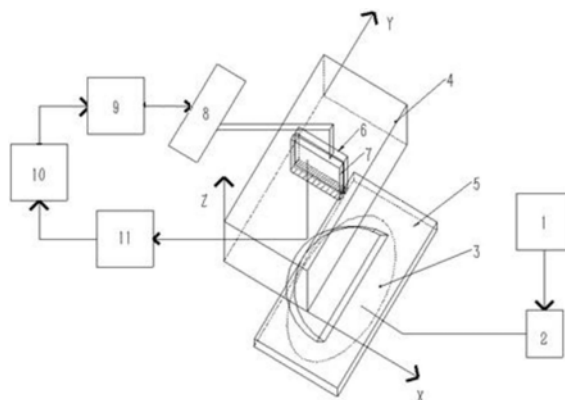
权利要求书2页 说明书5页 附图2页

(54)发明名称

基于一维非聚焦和聚焦超声双阵列扫描成像装置及方法

(57)摘要

本发明公开了基于一维非聚焦和聚焦超声双阵列扫描成像装置及方法。本发明采用非聚焦超声换能器线阵和超声阵列的相对位置固定前后并列放置,激光激发待测组织产生光声信号,非聚焦超声换能器线阵采集光声信号,在激光脉冲的间隔,超声阵列进行B超声成像;扫描一维的非聚焦超声换能器线阵,等效一个二维光声探测面阵,相比于聚焦线阵有更宽的接收角度,同时设计加工难度相比二维面阵大大降低,对于动物和临床光声层析成像具有巨大价值;两种模式成像对比度来源不同,信息互补,将光声图像和超声图像进行配准,重建得到双模式三维成像结果,可用于小动物成像或乳腺癌等肿瘤疾病检查及治疗后评估。



1. 一种基于一维非聚焦和聚焦超声双阵列扫描成像装置,其特征在于,所述成像装置包括:脉冲激光器、折光发散元件、水槽、载物板、非聚焦超声换能器线阵、超声阵列、电控平移台、控制器、计算机和数据采集卡;其中,所述水槽内盛有水;所述非聚焦超声换能器线阵和超声阵列互相平行前后并列放置,二者的位置相对固定,设置在水槽内;待测组织放置在载物板上,根据待测组织实际情况,所述载物板设置在水槽的内部或水槽的外部;所述非聚焦超声换能器线阵和超声阵列连接至电控平移台;所述非聚焦超声换能器线阵和超声阵列分别连接至数据采集卡;所述数据采集卡连接至计算机;所述计算机还连接至控制器;所述控制器连接至电控平移台;脉冲激光器发出激光,经折光发散元件调整激光的路径,并扩大激光的直径,发散的激光从底部照射在载物板上的待测组织,激光的光斑覆盖待测组织;待测组织产生光声信号,非聚焦超声换能器线阵接收光声信号,由数据采集卡采集,并传输至计算机保存;在激光脉冲的间隔,超声阵列向待测组织发出超声信号,并接收从待测组织返回的超声信号,由数据采集卡采集,并传输至计算机,重建得到此扫描位置处的二维超声图像;计算机通过电控平移台控制非聚焦超声换能器线阵和超声阵列沿着待测组织的表面移动,非聚焦超声换能器线阵和超声阵列分别接收光声信号和超声信号,计算机分别得到此扫描位置处的光声信号和二维超声图像,直至完成扫描整个待测组织的表面,分别得到整合后的三维光声图像和三维超声图像,经过配准融合,重建得到双模式三维成像结果。

2. 如权利要求1所述的成像装置,其特征在于,根据待测组织的尺寸或者实际应用情景,小尺寸的待测组织适合放置在水槽内,则载物板放置在水槽内,待测组织放置在载物板上;针对不能放置在水槽内的待测组织,则载物板放置在水槽的下面,待测组织放置在载物板上,水槽的底部压在待测组织上。

3. 如权利要求2所述的成像装置,其特征在于,针对载物板和待测组织位于水槽的外部,水槽的底部压在待测组织的情况,所述水槽的底部具有超声窗口,超声窗口采用与待测组织的声阻抗相匹配的超声透明材料。

4. 如权利要求1所述的成像装置,其特征在于,所述非聚焦超声换能器线阵和超声阵列互相平行沿x轴方向,非聚焦超声换能器线阵和超声阵列的移动沿y轴方向。

5. 如权利要求1所述的成像装置,其特征在于,根据光声信号的带宽,所述非聚焦超声换能器线阵的中心频率对应的波长和非聚焦超声换能器阵元相当;所述非聚焦超声换能器线阵和超声阵列的移动步长不大于非聚焦超声换能器阵元的尺寸。

6. 一种基于一维非聚焦和聚焦超声双阵列扫描的成像方法,其特征在于,所述成像方法包括以下步骤:

1) 将水槽内盛水,非聚焦超声换能器线阵和超声阵列互相平行前后并列放置,二者的位置相对固定,设置在水槽内;

2) 将待测组织放置在载物板上,根据待测组织的实际情况,将载物板设置在水槽的内部或水槽的外部;

3) 脉冲激光器发出激光,经折光发散元件调整激光的路径,并扩大激光的直径,发散的激光从底部照射在载物板上的待测组织,激光的光斑覆盖待测组织;

4) 待测组织产生光声信号,非聚焦超声换能器线阵接收光声信号,由数据采集卡采集,并传输至计算机保存;

5) 在激光脉冲的间隔,超声阵列向待测组织发出超声信号,并接收从待测组织反射的

超声信号,由数据采集卡采集,并传输至计算机,计算机重建,得到此扫描位置处的二维超声图像;

6) 计算机通过电控平移台控制非聚焦超声换能器线阵和超声阵列沿着待测组织的表面移动,重复步骤4)和5),直至完成扫描整个待测组织的表面;

7) 计算机将保存的每个扫描位置处的光声信号一起重建得到完整的三维光声图像,并将每个扫描位置处的二维超声图像整合得到完整的三维超声图像;

8) 将完整的三维光声图像和完整的三维超声图像进行配准融合,重建得到双模式三维成像结果。

7. 如权利要求6所述的成像方法,其特征在于,在步骤2)中,根据待测组织的尺寸或者实际应用情景,小尺寸的待测组织,适合放置在水槽内,则将载物板放置在水槽内,待测组织放置在载物板上;针对不能放置在水槽内的待测组织,则将载物板放置在水槽的下面,待测组织放置在载物板上,水槽的底部压在待测组织上。

8. 如权利要求6所述的成像方法,其特征在于,在步骤3)中,脉冲激光器发出的激光经过折光发散元件反射并散射,从待测组织的底部照射激光,使得激光正面照射到整个待测组织的表面,并根据实际需要在侧面照射激光。

9. 如权利要求6所述的成像方法,其特征在于,在步骤6)中,非聚焦超声换能器线阵和超声阵列互相平行,沿x轴方向,非聚焦超声换能器线阵和超声阵列的移动沿y轴方向;移动步长不大于非聚焦超声换能器阵元的尺寸。

基于一维非聚焦和聚焦超声双阵列扫描成像装置及方法

技术领域

[0001] 本发明涉及应用于动物和临床的成像方法,具体涉及一种基于一维非聚焦和聚焦超声双阵列扫描成像装置及其成像方法。

背景技术

[0002] 光声层析成像(Photoacoustic tomography,PAT,有时也简称光声成像)技术是利用组织吸收脉冲激光后发出超声的效应,通过探测超声波,从而对组织内光学吸收体成像的方法。光声层析成像是一种混合成像模式,它结合了丰富的光学对比度和高分辨率超声,突破了纯粹的高分辨率光学成像组织造成的强烈的光散射的障碍,同时与单纯超声成像不同,组织对光子的吸收能力反映了组织的分子成分及其功能。光声层析成像和超声成像的融合有利于疾病早发现和治疗过程的持续监测。

[0003] 生物组织比较复杂,对生物组织中光声信号的精准测量是对其特征进行分析、诊断和成像的前提。二维面阵、聚焦的一维线阵是光声层析成像中常用于来接受光声信号的探头。由于二维面阵需要包含很多超声换能器元素以及放大和采集电路,这大大增加了系统的复杂性和成本,因此非常缺乏用于光声成像的大面积的二维面阵。而聚焦的一维线阵只能接收有限角度内的生物组织内的光声信号,对于光声三维图像的重建效果不够准确。

发明内容

[0004] 针对以上现有技术中存在的问题,本发明提出了一种基于一维非聚焦和聚焦超声双阵列扫描成像装置及其成像方法。

[0005] 本发明的一个目的在于提出一种基于一维非聚焦和聚焦超声双阵列扫描成像装置。

[0006] 本发明的基于一维非聚焦和聚焦超声双阵列扫描成像装置包括:脉冲激光器、折光发散元件、水槽、载物板、非聚焦超声换能器线阵、超声阵列、电控平移台、控制器、计算机和数据采集卡;其中,水槽内盛有水;非聚焦超声换能器线阵和超声阵列互相平行前后并列放置,二者的位置相对固定,设置在水槽内;待测组织放置在载物板上,根据待测组织实际情况,载物板设置在水槽的内部或水槽的外部;非聚焦超声换能器线阵和超声阵列连接至电控平移台;非聚焦超声换能器线阵和超声阵列分别连接至数据采集卡;数据采集卡连接至计算机;计算机还连接至控制器;控制器连接至电控平移台;脉冲激光器发出激光,经折光发散元件调整激光的路径,并扩大激光的直径,发散的激光从底部照射在载物板上的待测组织,激光的光斑覆盖待测组织;待测组织产生光声信号,非聚焦超声换能器线阵接收光声信号,由数据采集卡采集,并传输至计算机保存;在激光脉冲的间隔,超声阵列向待测组织发出超声信号,并接收从待测组织返回的超声信号,由数据采集卡采集,并传输至计算机,重建得到此扫描位置处的二维超声图像;计算机通过电控平移台控制非聚焦超声换能器线阵和超声阵列沿着待测组织的表面移动,非聚焦超声换能器线阵和超声阵列分别接收光声信号和超声信号,计算机分别得到此扫描位置处的光声信号和二维超声图像,直至完

成扫描整个待测组织的表面,分别得到整合后的三维光声图像和三维超声图像,经过配准融合,重建得到双模式三维成像结果。

[0007] 根据待测组织的尺寸或者实际应用情景,小尺寸的待测组织,例如小动物成像,适合放置在水槽内,则载物板放置在水槽内,待测组织放置在载物板上;针对待测组织不能放置在水槽内,则载物板放置在水槽的下面,待测组织放置在载物板上,水槽的底部压在待测组织上。

[0008] 针对载物板和待测组织位于水槽的外部,水槽的底部压在待测组织的情况,水槽的底部具有超声窗口,超声窗口采用与待测组织的声阻抗相匹配的超声透明材料,如低密度聚乙烯。载物板采用透光材料。并且,载物板位于水槽外时,载物板的位置能够沿z轴移动。

[0009] 非聚焦超声换能器线阵和超声阵列互相平行,沿x轴方向,非聚焦超声换能器线阵和超声阵列的移动沿y轴方向。

[0010] 根据光声信号的带宽,非聚焦超声换能器线阵的中心频率对应的波长和非聚焦超声换能器阵元相当。为了后续图像重建的精准,非聚焦超声换能器线阵和超声阵列的移动步长不大于非聚焦超声换能器阵元的尺寸。非聚焦超声换能器阵元的个数根据实际需要设定。

[0011] 光发散元件采用凹透镜组和三棱镜的组合。

[0012] 本发明的另一个目的在于提供一种基于一维非聚焦和聚焦超声双阵列扫描的成像方法。

[0013] 本发明的基于一维非聚焦和聚焦超声双阵列扫描的成像方法,包括以下步骤:

[0014] 1) 将水槽内盛水,非聚焦超声换能器线阵和超声阵列互相平行前后并列放置,二者的位置相对固定,设置在水槽内;

[0015] 2) 将待测组织放置在载物板上,根据待测组织的实际情况,将载物板设置在水槽的内部或水槽的外部;

[0016] 3) 脉冲激光器发出激光,经折光发散元件调整激光的路径,并扩大激光的直径,发散的激光从底部照射在载物板上的待测组织,激光的光斑覆盖待测组织;

[0017] 4) 待测组织产生光声信号,非聚焦超声换能器线阵接收光声信号,由数据采集卡采集,并传输至计算机保存;

[0018] 5) 在激光脉冲的间隔,超声阵列向待测组织发出超声信号,并接收从待测组织反射的超声信号,由数据采集卡采集,并传输至计算机,计算机重建,得到此扫描位置处的二维超声图像;

[0019] 6) 计算机通过电控平移台控制非聚焦超声换能器线阵和超声阵列沿着待测组织的表面移动,重复步骤4)和5),直至完成扫描整个待测组织的表面;

[0020] 7) 计算机将保存的每个扫描位置处的光声信号一起重建得到完整的三维光声图像,并将每个扫描位置处的二维超声图像整合得到完整的三维超声图像;

[0021] 8) 将完整的三维光声图像和完整的三维超声图像进行配准融合,重建得到双模式三维成像结果。

[0022] 其中,在步骤2)中,根据待测组织的尺寸或者实际应用情景,小尺寸的待测组织,例如小动物成像,适合放置在水槽内,则将载物板放置在水槽内,待测组织放置在载物板

上;针对人体的待测组织不能放置在水槽内,则将载物板放置在水槽的下面,待测组织放置在载物板上,水槽的底部压在待测组织上。

[0023] 在步骤3)中,脉冲激光器发出的激光经过折光发散元件反射并散射,从待测组织的底部照射激光,使得激光正面照射到整个待测组织的表面,并根据实际需要在侧面照射激光,侧面辅助打光,能够增大光强或者使光更加均匀。

[0024] 在步骤5)中,光声重建包括多种可选方法,如延时求和算法或傅里叶光声求和算法。

[0025] 在步骤6)中,非聚焦超声换能器线阵和超声阵列互相平行,沿x轴方向,非聚焦超声换能器线阵和超声阵列的移动沿y轴方向;移动步长不大于非聚焦超声换能器阵元的尺寸。本发明的优点:

[0026] (1) 本发明装置利用非聚焦超声换能器线阵平扫待测组织,等效于一个可以无限扩展面积、包含很多超声换能器阵元的二维面阵,能实现自动电子扫描生物组织,成像质量高;

[0027] (2) 非聚焦超声换能器线阵的平扫方式可以接收大范围的光声信号,克服了聚焦线阵只能接收一定角度内光声信号的弊端;

[0028] (3) 非聚焦超声换能器线阵和超声阵列、双阵列扫描以及双模态三维成像,既能对定形组织成像,也能对乳房等锥状和柱状组织层析成像,对于小动物成像和临床肿瘤筛查、后续持续观测,非聚焦超声换能器线阵和超声阵列平扫双模三维成像方法效果尤其显著;

[0029] (4) 采用底部照射激光,光照方式对成像效果影响极大,底部打光,激光是正面照射到待测组织,光照面积大可以在保证安全条件下利用更多光子,成像效果好;

[0030] (5) 本发明的双阵列平移、数据采集和图像重建完全由计算机控制,装置操作较为方便,使用比较简单,适应性好。

[0031] 本发明采用非聚焦超声换能器线阵和超声阵列的相对位置固定前后并列放置,激光激发待测组织产生光声信号,非聚焦超声换能器线阵采集光声信号,在激光脉冲的间隔,超声阵列采集超声信号;一维的非聚焦超声换能器线阵,在待测组织上方平扫,等效于一个可以无限放大面积且包含很多超声换能器元素的二维面阵;该等效二维面阵相比于聚焦线阵有更宽的接收角度,同时设计加工难度相比二维面阵大大降低,对于动物和临床光声成像的应用有巨大的价值;光声层析成像利用组织激光波长的特异性吸收,并根据光声信号到达非聚焦超声换能器线阵的时间进行三维空间重构,最终可在扫描完成后得到待测组织高质量的三维空间图像;超声成像利用超声在不同组织界面的反射回波,对待测组织进行成像;两种模式成像对比度来源不同,信息互补,将三维光声图像和三维超声图像进行配准,重建得到双模式三维成像结果,可用于肿瘤疾病检查及持续监测。

附图说明

[0032] 图1为本发明的基于一维非聚焦和聚焦超声双阵列扫描成像装置的实施例一的示意图;

[0033] 图2为本发明的基于一维非聚焦和聚焦超声双阵列扫描成像装置的探测角度的对比示意图;

[0034] 图3为本发明的基于一维非聚焦和聚焦超声双阵列扫描成像装置平扫待测组织的

原理图；

[0035] 图4为本发明的基于一维非聚焦和聚焦超声双阵列扫描成像装置的实施例二的示意图。

具体实施方式

[0036] 下面结合附图,通过具体实施例,进一步阐述本发明。

[0037] 实施例一

[0038] 在本实施例中,待测组织为小动物,尺寸小,适合放置在水槽中。

[0039] 如图1所示,本实施例的基于一维非聚焦和聚焦超声双阵列扫描成像装置包括:脉冲激光器1、折光发散元件2、水槽4、载物板5、非聚焦超声换能器线阵6、超声阵列7、电控平移台8、控制器9、计算机10和数据采集卡11;其中,水槽4内盛有水;非聚焦超声换能器线阵6和超声阵列7互相平行前后并列放置,二者的位置相对固定,设置在水槽4内;待测组织放置在载物板5上,载物板5设置在水槽4内;非聚焦超声换能器线阵6和超声阵列7通过固定件连接至电控平移台8;非聚焦超声换能器线阵6和超声阵列7分别连接至数据采集卡11;数据采集卡11连接至计算机10;计算机10还连接至控制器9;控制器9连接至电控平移台8。在本实施例,脉冲激光器1采用氩氦激光器1,波长1064nm,重复频率10Hz。本实施例中采用的非聚焦超声换能器线阵6具有如下特性:1、非聚焦超声换能器阵元的尺寸:1.0mm×1.0mm;2、非聚焦超声换能器线阵的单元数48;3、非聚焦超声换能器线阵的中心频率:4MHz;4、采样频率:25MHz;5、A/D转换位数:12bit。本实施例中折光发散元件2采用凹透镜组和三棱镜。水槽4采用亚克力;载物板5采用亚克力。非聚焦超声换能器线阵6和超声阵列7沿x方向。

[0040] 如图2所示,相比于聚焦线阵12,非聚焦超声换能器线阵6对光声信号13有更大的接收角度。

[0041] 本实施例的基于一维非聚焦和聚焦超声双阵列扫描成像方法,包括以下步骤:

[0042] 1) 将水槽4内盛水,非聚焦超声换能器线阵6和超声阵列7互相平行前后并列放置,二者的位置相对固定,设置在水槽4内,非聚焦超声换能器线阵6和超声阵列7沿x方向;

[0043] 2) 将待测组织放置在载物板5上,将载物板5设置在水槽4内;

[0044] 3) 脉冲激光器1发出激光,经折光发散元件2反射,并扩大激光的直径,激光从底部透过水槽4照射在载物板5上的待测组织,激光的光斑覆盖待测组织,形成光照区域3;

[0045] 4) 待测组织产生光声信号,非聚焦超声换能器线阵6接收光声信号,由数据采集卡11采集,并传输至计算机10,得到此扫描位置处的光声信号;

[0046] 5) 在激光脉冲的间隔,超声阵列7向待测组织发出超声信号,并接收从待测组织返回的超声信号,由数据采集卡11采集,并传输至计算机10,计算机10重建,得到此扫描位置处的超声图像;

[0047] 6) 计算机10通过电控平移台8控制非聚焦超声换能器线阵6和超声阵列7沿y轴方向移动,移动步长为0.1mm,重复步骤4)和5),直至完成扫描整个待测组织的表面;非聚焦超声换能器线阵6平扫等效于一个可无限扩大面积且包含很多超声换能器元素的二维面阵14,如图3所示;

[0048] 7) 计算机10将每个扫描位置处的光声信号重建后得到完整的三维光声图像,并将每个扫描位置处的超声图像整合得到完整的三维超声图像;

[0049] 8) 将完整的三维光声图像和完整的三维超声图像进行配准融合,重建得到双模式三维成像结果。

[0050] 实施例二

[0051] 如图4所示,在本实施例中,待测组织为人体相关部位,如乳房,待测组织放置在载物板5上,载物板5放置在水槽4的下面,载物板5沿z轴移动,水槽4压在待测组织上。水槽4的底部采用低密度聚乙烯,从而水槽的底部形成超声窗口,超声窗口压在待测组织上。其他同实施例一。

[0052] 最后需要注意的是,公布实施例的目的在于帮助进一步理解本发明,但是本领域的技术人员可以理解:在不脱离本发明及所附的权利要求的精神和范围内,各种替换和修改都是可能的。因此,本发明不应局限于实施例所公开的内容,本发明要求保护的范围以权利要求书界定的范围为准。

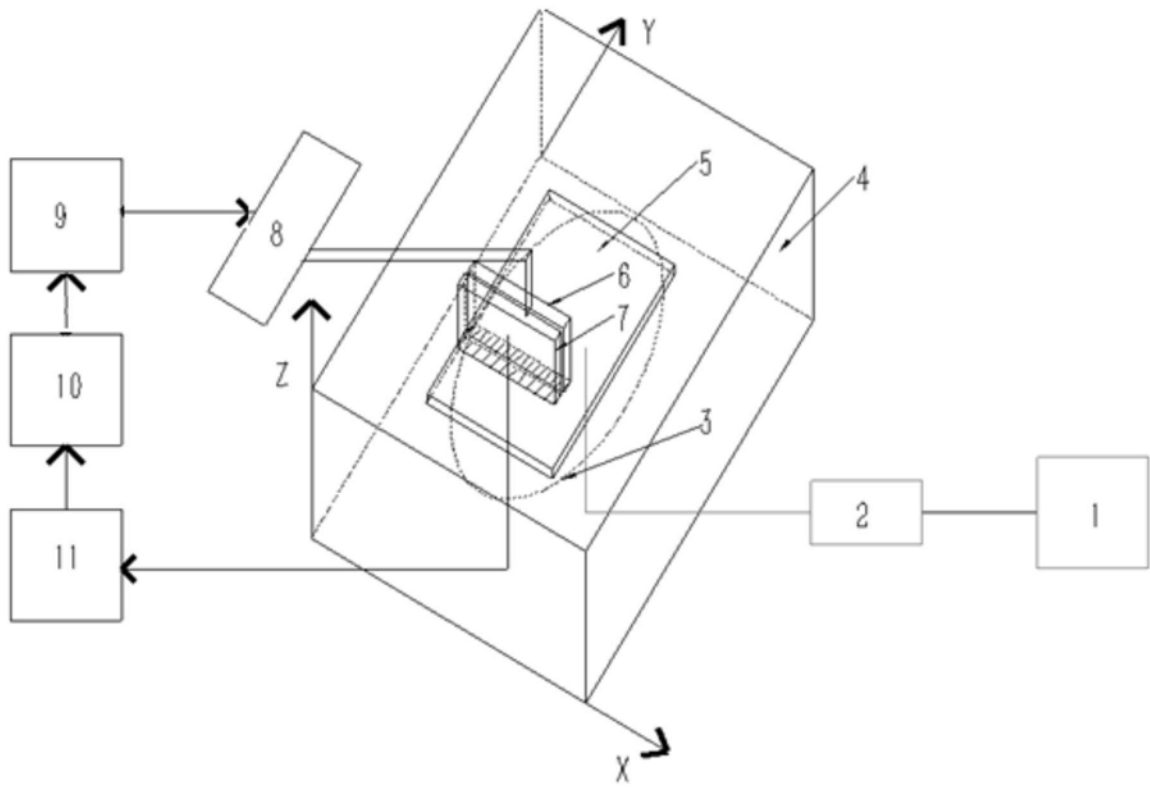


图1

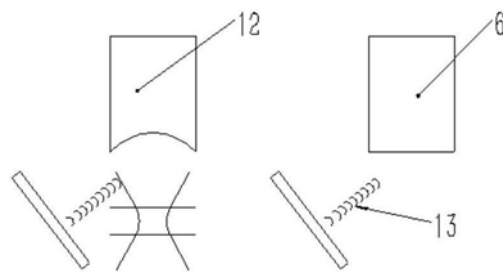


图2

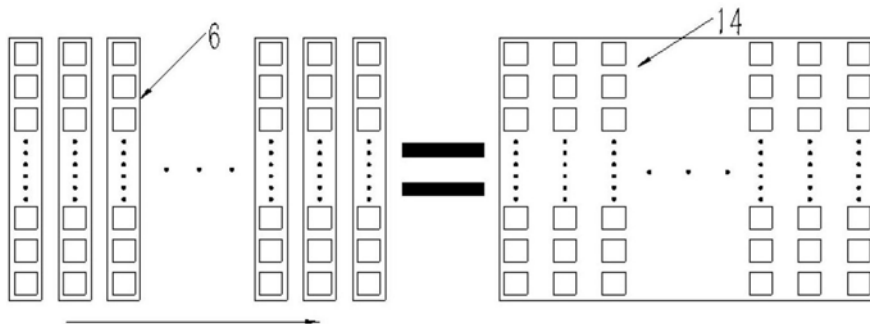


图3

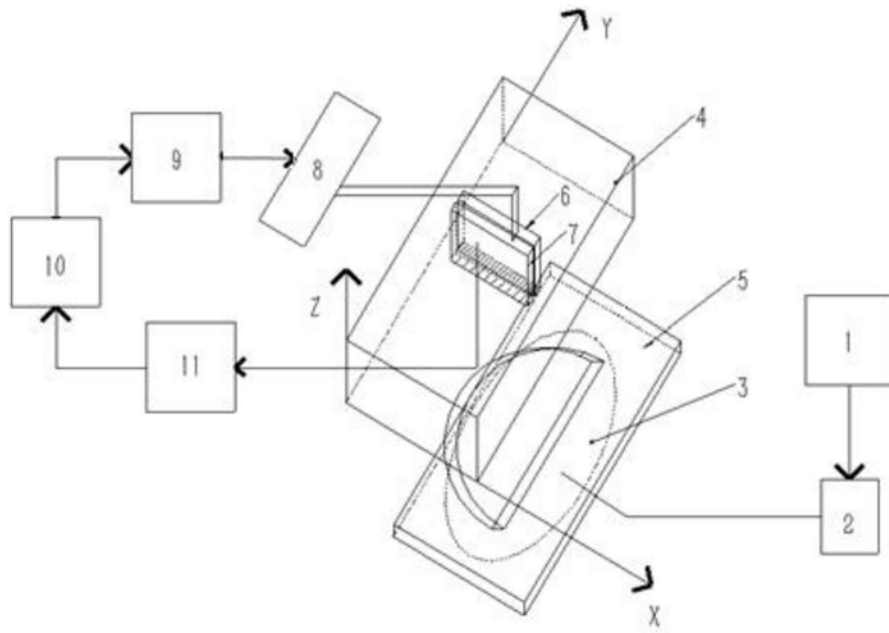


图4

专利名称(译)	基于一维非聚焦和聚焦超声双阵列扫描成像装置及方法		
公开(公告)号	CN107115098A	公开(公告)日	2017-09-01
申请号	CN201710188583.9	申请日	2017-03-27
[标]申请(专利权)人(译)	北京大学		
申请(专利权)人(译)	北京大学		
当前申请(专利权)人(译)	北京大学		
[标]发明人	李长辉 张广杰 任秋实		
发明人	李长辉 张广杰 任秋实		
IPC分类号	A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/0095		
代理人(译)	王岩		
其他公开文献	CN107115098B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了基于一维非聚焦和聚焦超声双阵列扫描成像装置及方法。本发明采用非聚焦超声换能器线阵和超声阵列的相对位置固定前后并列放置，激光激发待测组织产生光声信号，非聚焦超声换能器线阵采集光声信号，在激光脉冲的间隔，超声阵列进行B超声成像；扫描一维的非聚焦超声换能器线阵，等效一个二维光声探测面阵，相比于聚焦线阵有更宽接收角度，同时设计加工难度相比二维面阵大大降低，对于动物和临床光声层析成像具有巨大价值；两种模式成像对比度来源不同，信息互补，将光声图像和超声图像进行配准，重建得到双模式三维成像结果，可用于小动物成像或乳腺癌等肿瘤疾病检查及治疗后评估。

