



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 103829961 A

(43) 申请公布日 2014. 06. 04

(21) 申请号 201410105624. X

(22) 申请日 2014. 03. 21

(71) 申请人 南京大学

地址 210093 江苏省南京市鼓楼区汉口路
22 号南京大学 1019 信箱

(72) 发明人 袁杰 朱毅 张星 封婷 李文超
顾鹏 储哲琪 温馨 曹萌
梁澄宇 刘晓峻

(51) Int. Cl.

A61B 6/00 (2006. 01)

A61B 8/00 (2006. 01)

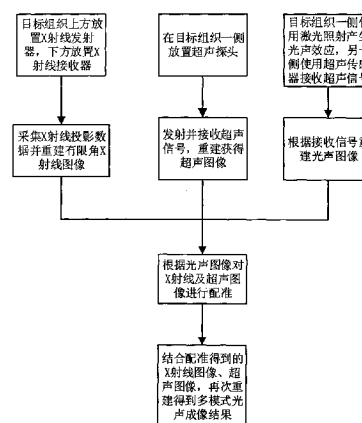
权利要求书1页 说明书5页 附图3页

(54) 发明名称

一种结合有限角 X 射线成像、超声成像的多模式光声成像方法

(57) 摘要

本发明公开了一种结合有限角 X 射线成像、超声成像的多模式光声成像方法,包括以下步骤:在目标组织上、下分别放置 X 射线发射器和接收器,采集 X 射线投影数据并重建获得该组织的有限角 X 射线图像;在目标组织一侧放置超声探头,向组织内部发射超声信号并根据接收的超声信号重建超声图像;使用激光照射组织一侧产生光声效应,在另一侧使用超声传感器接收信号,根据此接收信号重建光声图像;根据光声图像,对 X 射线图像、超声图像进行配准;结合配准的 X 射线、超声成像结果,重建得到多模式光声成像结果。本发明利用有限角 X 射线成像、超声成像在各自成像平面内成像质量好、分辨率高的特点,提高了光声成像的图像质量,具有创新性。



1. 一种结合有限角 X 射线成像、超声成像的多模式光声成像方法,其特征在于,包括以下步骤:

步骤一,在目标组织上、下分别放置 X 射线发射器和接收器,采集 X 射线投影数据并重建获得该组织的有限角 X 射线图像;

步骤二,在目标组织一侧放置超声探头,向组织内部发射超声信号并根据接收的超声信号重建超声图像;

步骤三,使用激光照射组织一侧产生光声效应,在另一侧使用超声传感器接收信号,根据此接收信号重建光声图像;

步骤四,根据光声图像,对 X 射线图像、超声图像进行配准;

步骤五,结合配准的 X 射线、超声成像结果,重建得到多模式光声成像结果。

2. 根据权利要求 1 所述的一种结合有限角 X 射线成像、超声成像的多模式光声成像方法,其特征在于,所述步骤一中 X 射线发射器距离 X 射线接收器要达到一定距离,使得发射器发射的 X 射线能基本覆盖整个目标组织,通过 X 射线在有限角度内的移动并向组织发射 X 射线,接收得到多组投影数据用来重建有限角 X 射线图像。

3. 根据权利要求 1 所述的一种结合有限角 X 射线成像、超声成像的多模式光声成像方法,其特征在于,所述步骤二中超声探头与 X 射线发射器或接收器放置于同一侧,通过移动探头位置并向组织内部发射、接收超声波,重建获得内部超声图像。

4. 根据权利要求 1 所述的一种结合有限角 X 射线成像、超声成像的多模式光声成像方法,其特征在于,所述步骤三中激光照射于组织的任意一侧,超声传感器放置于与激光束平面相垂直的任意一侧。

5. 根据权利要求 1 所述的一种结合有限角 X 射线成像、超声成像的多模式光声成像方法,其特征在于,所述步骤四中根据光声图像在各个方向的分辨率对 X 射线图像、超声图像进行尺寸、位置的配准,使得 X 射线图像、超声图像中的有效信息与光声成像中的对应信息在位置、尺寸上一致。

6. 根据权利要求 1 所述的一种结合有限角 X 射线成像、超声成像的多模式光声成像方法,其特征在于,所述步骤五中,充分提取 X 射线图像、超声图像中的最优信息,将这些最优信息代入光声图像的重建过程之中,从而优化光声图像,得到多模式光声成像结果。

一种结合有限角 X 射线成像、超声成像的多模式光声成像方法

技术领域

[0001] 本发明涉及生物医学及图像处理领域,特别是一种结合有限角 X 射线成像、超声成像的多模式光声成像方法。

背景技术

[0002] 光声成像技术是根据生物组织的光吸收分布反演组织结构的一种新的成像模式,可根据待测目标的光学吸收特性选取合适的激励光波长,可定量测量与光学吸收相关的生理参数,并可在完全无损伤的情况下对生物的高级功能活动进行观察并提供各方向高分辨率和高对比度的组织断层图像。它集合了纯光学成像技术的高对比度以及纯超声成像技术的高灵敏度、高分辨率、高穿透深度的优点,非电离且能够对组织功能成像,该项技术广泛应用于动物组织和人体组织的无损成像,为临床医学如早期癌症、关节炎、淋巴结疾病等疾病,以及内窥镜技术等提供了一种新颖的成像诊断方法。然而,该技术目前还处于发展阶段,成像质量还大大不能满足医疗诊断的要求,因此亟需继续优化改善。

[0003] 有限角 X 射线成像技术主要是利用锥束型 X 射线发射器环绕目标组织在一定范围内运动,每隔一定角度发射一次 X 射线,并在每次发射时用 X 射线接收器在目标组织的另一边接收,从而得到若干组投影数据,从这些投影数据通过某种重建算法重建得到目标组织的三维图像。该技术在其成像平面内可以有效重建出目标组织的内部构成,且具有分辨率高、边缘清晰、噪声小的优点。然而由于是在某一有限角度范围内采集投影数据,数据量相比于 360 度扫描大量缩减,该技术在垂直于接收器的方向上(以下称 z 方向)伪影严重,分辨率低,与实际被重建组织的差别很大。与此同时,超声成像技术是一种相当成熟,并在医疗领域广泛运用的方法。该技术能够弥补有限角 X 射线成像在 z 方向的不足,可以与 X 射线图像相结合,共同优化光声图像,达到提高光声图像质量的效果。

发明内容

[0004] 发明目的:本发明所要解决的技术问题是针对光声成像图像质量低的问题,提供一种结合有限角 X 射线成像、超声成像的多模式光声成像的方法。

[0005] 为了解决上述技术问题,本发明公开了一种结合有限角 X 射线成像、超声成像的多模式光声成像方法,包括以下步骤:

[0006] 步骤一,在目标组织上、下分别放置 X 射线发射器和接收器,采集 X 射线投影数据并重建获得该组织的有限角 X 射线图像;

[0007] 步骤二,在目标组织一侧放置超声探头,向组织内部发射超声信号并根据接收的超声信号重建超声图像;

[0008] 步骤三,使用激光照射组织一侧产生光声效应,在另一侧使用超声传感器接收信号,根据此接收信号重建光声图像;

[0009] 步骤四,根据光声图像,对 X 射线图像、超声图像进行配准;

[0010] 步骤五,结合配准的 X 射线、超声成像结果,重建得到多模式光声成像结果。

[0011] 本发明中,优选地,所述步骤一中的 X 射线发射器位于接收器的正上方,发射锥束型 X 射线,且与接收器达到一定的垂直距离,使得 X 射线能够完全覆盖目标组织。X 射线发射器在目标组织正上方绕组织在一定范围内移动,并且每隔一定角度向目标组织发射 X 射线,利用接收器接收到多组不同角度下的投影数据进行重建。重建包括多种可选方法,如代数重建法、反投影法等。

[0012] 本发明中,优选地,所述步骤二中超声探头具有同时发射、接收超声信号的功能,根据接收得到的超声信号进行重建。重建包括多种可选方法,如傅里叶超声重建方法、延时求和算法等。超声重建的成像平面要与步骤一中 X 射线成像的成像平面相互垂直。

[0013] 本发明中,优选地,所述步骤三中,激光器产生的激光束照射于目标组织一侧,激发目标组织产生光声效应。在与激光束照射方向相垂直的一侧放置二维或多维超声传感器接收光声信号,根据接收的光声信号进行重建得到光声重建结果。

[0014] 本发明中,优选地,所述步骤四中由于有限角 X 射线成像、超声成像以及光声成像的成像分辨率、成像区域各不相同,因此需要根据光声成像的结果分别对 X 射线图像、超声图像进行配准。三种成像模式都具有各自固定的分辨率,且三种模式都是对同样的目标组织进行成像,因此可以通过对 X 射线图像、超声图像进行拉伸或压缩部分数据,达到配准的效果。

[0015] 本发明中,优选地,所述步骤五中,从配准的有限角 X 射线成像、超声成像中提取有效信息,尤其是在各自的成像平面内提取有效信息,如梯度信息、纹理信息等。将这些有效信息通过数学方法表示出来并在光声重建的过程中代入这些信息,从而提高光声重建图像的质量,获得多模式光声重建结果。

附图说明

[0016] 下面结合附图和具体实施方式对本发明做更进一步的具体说明,本发明的上述和/或其他方面的优点将会变得更加清楚。

[0017] 图 1 是本发明方法的流程图。

[0018] 图 2 是一种结合有限角 X 射线成像、超声成像的多模式光声成像系统的示意图。

[0019] 图 3 是一种有限角 X 射线成像投影采集过程的示意图。

[0020] 图 4 是一种超声成像的示意图。

[0021] 图 5 是一种光声成像的示意图。

具体实施方式：

[0022] 本发明通过在光声成像重建过程中加入有限角 X 射线成像、超声图像的有效信息,解决了光声成像成像质量低的问题。

[0023] 如图 1 所示,本发明公开了一种结合有限角 X 射线成像、超声成像的多模式光声成像的方法,包括以下步骤：

[0024] 步骤一,在目标组织上、下分别放置 X 射线发射器和接收器,采集 X 射线投影数据并重建获得该组织的有限角 X 射线图像；

[0025] 步骤二,在目标组织一侧放置超声探头,向组织内部发射超声信号并根据接收的

超声信号重建超声图像；

[0026] 步骤三,使用激光照射组织一侧产生光声效应,在另一侧使用超声传感器接收信号,根据此接收信号重建光声图像；

[0027] 步骤四,根据光声图像,对 X 射线图像、超声图像进行配准；

[0028] 步骤五,结合配准的 X 射线、超声成像结果,重建得到多模式光声成像结果。

[0029] 本发明中,步骤一,一种有限角 X 射线成像、超声成像的多模式光声成像系统的示意图如图 2 所示,其中结合了三种成像系统。在分别进行 X 射线成像、超声成像和光声成像时,该多模系统的不同部分处于特定工作状态。为了使 X 射线成像过程更为清晰,单独呈现处于工作状态的 X 射线成像子系统,该状态下超声探头移至一边,激光发射器不工作,如图 3 所示。目标组织是一个长 22.225cm,宽 12.7cm,高 5.08cm 的长方体物块,物块中包含若干大小不等的球形肿块以及菱形肿块；X 射线接收器长 23.04cm,宽 19.02cm,接收器由 2304×1902 个接收传感器单元组成,每个单元为一个边长为 0.01cm 的正方形,因此每次接收到的一组投影数据为一幅分辨率为 2304×1902 的图片。将该物块放置于 X 射线发射器与 X 射线接收器之间,贴近 X 射线接收器平面,物块的底面与接收器平面之间有 0.65cm 的间隙。X 射线发射器位于物块正上方,与接收器的垂直距离为 90cm,使得发射器发射的 X 射线能基本覆盖整个目标组织。一种 X 射线发射器、目标组织、X 射线接收器的放置示意图如图 2 所示。

[0030] X 射线发射器初始位置(运动中心)在点 P, P' 为点 P 在接收器平面内的投影。点 P 位于目标组织的一个侧面 OADG 所确定的平面内,以这个平面作为发射器的运动平面,以 P' 为圆心,使 X 射线发射器围绕点 P' 作弧形移动,该弧所对的圆心角为 60° ,边界点 L 与边界点 R 到运动中心所对的圆心角角度都为 30° ,即这两个边界点关于运动中心对称。X 射线从运动中心 P 开始,先向 L 点移动,每隔 3° 向 X 射线接收器发射一次 X 射线,接收器接收到的数据即为这一角度上的一组投影值。当 X 射线发射器运动点 L 后,将发射器移动回到运动中心 P,并开始向另一边界点 R 移动,同样地,每经过 3° 进行一次 X 射线的发射与接收,直到发射器到达点 R,采集过程结束,共采集到 21 组投影数据。

[0031] 对采集得到的 21 组数据进行重建,使用同步代数重建技术(Simultaneous Algebraic Reconstruction Technique,简称 SART)进行重建。重建结果在成像平面内(平行于 XY 平面)分辨率为 0.1mm,而在 z 方向为 1mm。

[0032] 本发明中,步骤二,单独呈现超声成像示意图如图 4 所示,该工作状态下,X 射线发射器与激光发生器不工作,超声探头具备发送、接收超声信号的功能,其传感器阵列为线性传感器阵列,共 128 个传感器单元。超声探头从初始位置开始向组织内部发射、接收超声波,并沿着图中箭头指向(y 方向)进行移动。为了便于后续配准工作,超声探头的移动步长为 0.1mm,直至移动范围覆盖整个目标组织。超声重建得到的结果在成像平面内(平行于 XZ 平面)分辨率为 0.14mm,而沿着 y 方向的像素尺寸为 0.1mm。对于探头在每个 y 位置接收得到的超声信号,利用延时求和算法进行重建得到该 y 位置下对应的切面图像。将所有切面图像沿着 y 方向进行组合,即获得该目标组织的三维超声成像结果。

[0033] 本发明中,步骤三,单独呈现光声成像示意图如图 5 所示,X 射线发射器不工作,超声探头与步骤二中探头一致,但其功能仅仅是用来接收产生的光声信号。由激光发生器产生的重复频率 10Hz,波长 780nm 的激光经光纤传导并成为平行激光束照射于目标组织一

侧,激发组织内部产生光声效应。位于目标组织正上方的超声探头从起始位置开始沿图中方向移动并接收光声信号,步长同步骤二中的 0.1mm。根据传感器在不同位置接收到的光声信号,采用同样的延时求和算法,即可重建得到该组织在平行于 XZ 平面的多组光声层析成像图。将这些图组合,得到对该目标组织的三维光声成像结果。光声图像在成像平面内(平行于 XZ 平面),沿 x 方向像素尺寸 0.15mm,沿 z 方向为 0.02mm。

[0034] 本发明中,步骤四,步骤一、二、三中得到的三种模式下的成像结果都是对该目标组织的成像,因为三组图像会具有基本相同的成像区域。然而又由于三种模式不完全相同,必然又会造成成像区域、成像分辨率等信息不完全一致。将有限角 X 射线成像结果、超声成像结果都与光声成像结果配准,主要包括两个步骤:尺寸伸缩和位置对准。

[0035] 尺寸伸缩是根据三种模式各自的分辨率,对 X 射线成像、超声成像的结果进行几何拉伸(插值处理)和压缩(均值处理),使其与光声成像结果达到配准。本例中,在 x 方向上,X 射线成像、超声成像、光声成像的像素尺寸分别为 0.1mm、0.14mm 和 0.15mm,需要将 X 射线成像、超声成像结果在此方向进行压缩;对 z 方向,X 射线成像、超声成像、光声成像的像素尺寸分别为 1mm、0.14mm 和 0.02mm,需要将 X 射线成像、超声成像结果在此方向进行拉伸;而对于 y 方向,三者像素尺寸都为 0.1mm,因此无需进行调整。压缩或拉伸的比例根据相应成像模式的在某个方向的像素尺寸而定,如公式(1)所示:

$$[0036] \quad \frac{S_{\text{mod1}}}{S'_{\text{mod1}}} = \frac{P_{\text{mod2}}}{P_{\text{mod1}}} \quad (1)$$

[0037] 其中 mod1 表示 X 射线成像模式(或超声成像模式),mod2 表示光声成像模式。 S_{mod1} 、 S'_{mod1} 分别表示 mod1 模式在尺寸伸缩前、后的图像尺寸, P_{mod1} 为 mod1 模式伸缩前沿该方向的像素尺寸, P_{mod2} 为 mod1 模式经过伸缩以后的像素尺寸(即 mod2 在该方向的像素尺寸)。

[0038] 令 k 表示伸缩比例,定义为:

$$[0039] \quad k = \frac{P_{\text{mod1}}}{P_{\text{mod2}}} \quad (2)$$

[0040] 变换公式(1)并代入(2)得到公式(2):

$$[0041] \quad S'_{\text{mod1}} = S_{\text{mod1}} \cdot \frac{P_{\text{mod1}}}{P_{\text{mod2}}} = k \cdot S_{\text{mod1}} \quad (3)$$

[0042] 具体地,在本例中,X 射线成像结果在 x 方向的像素数为 1008 个,k 的值为 $0.1\text{mm} \div 0.15\text{mm} = \frac{2}{3}$,则对于 X 射线成像结果,需要在 x 方向上进行压缩,使其在 x 方向像素数变为 $1008 \times \frac{2}{3} = 672$ 个。压缩的方法为对原始图像在 x 方向进行采样,采样间隔为 $0.15\text{mm} \div 0.1\text{mm} = 1.5$,即在 x 方向上从第 1 个像素开始,每隔 1.5 个像素保留该像素(计算结果需进行取整),即最终保留的像素为 1、2.5(取整为 2)、4、5.5(取整为 5)……,最终一共保留 672 个像素。对于 X 射线成像、超声成像在其他方向上也作类似计算,从而完成这两种模式下重建结果的尺寸伸缩处理。

[0043] 位置对准是根据光声成像的成像有效区域,保留 X 射线成像、超声成像的相应区域,去除无效区域。本例中,对准过程分两步进行,首先在光声成像模式中确立对应的特征

点,该特征点需要具有如下性质:同时存在于X射线成像、超声成像和光声成像结果中且在各自成像结果中具有明确的区分度。将X射线图像、超声图像与光声图像的特征点对准,从而完成第一步粗对准过程。第二步过程使用像素互信息的方法,分别计算X射线成像、超声成像图像与光声图像结果的互信息,通过调整X射线图像、超声图像位置,使得他们各自与光声图像结果的互信息达到最大,从而达到三组模式的完全配准状态。达到此配准状态后对X射线成像图像、超声图像结果无效区域进行去除,得到在图像尺寸、像素尺寸、内部肿块位置等方面完全相同的三个模式的成像结果。

[0044] 本发明中,步骤五,有限角X射线成像和超声成像结果在各自成像平面内图像质量很高,分辨率也很高,二者可以弥补光声成像在三个方向上成像质量都不高的缺陷。具体做法是:首先剔除X射线成像或超声成像中的错误梯度信息得到剩余的有效梯度信息,然后将有效梯度信息按照一定权重进行组合,如在y方向X射线图像信息更为准确,则加大y方向上X射线图像信息的权重;而在z方向超声图像信息更为准确,则加大z方向上超声重建图像信息的权重。本例中,假设X射线成像结果在x、y、z方向的有效梯度信息分别为 DX_x 、 DY_y 、 DZ_z ,超声结果在这三个方向的有效梯度信息分别为 DUS_x 、 DUS_y 、 DUS_z ,则对二者进行加权以后得到的混合优化有效梯度信息为:

$$[0045] \quad D_x = w_{Xx} \cdot DX_x + w_{USx} \cdot DUS_x$$

$$[0046] \quad D_y = w_{Xy} \cdot DX_y + w_{USy} \cdot DUS_y \quad (4)$$

$$[0047] \quad D_z = w_{Xz} \cdot DX_z + w_{USz} \cdot DUS_z$$

[0048] 其中 D_i ($i = X, y, z$) 表示混合有效梯度信息, w_{Xi} ($i = X, y, z$)、 w_{USi} ($i = x, y, z$) 分别表示X射线成像和超声成像对混合有效梯度信息的贡献权重,且满足:

$$[0049] \quad w_{Xx} + w_{USx} = 1$$

$$[0050] \quad w_{Xy} + w_{USy} = 1 \quad (5)$$

$$[0051] \quad w_{Xz} + w_{USz} = 1$$

[0052] 本例中,选取 $w_{Xx} = 1$, $w_{Xy} = 0.7$, $w_{Xz} = 0$,从而最大程度地保证混合有效梯度信息的准确性。组合后的混合优化信息作为光声成像重建过程的先验信息,加入到光声重建的延时求和迭代过程之中,使得光声重建的结果达到最优化的效果,即既满足光声重建需要,又能满足代入的混合先验信息。设在光声重建的迭代过程中,经过第t次迭代以后的光声重建结果为 $I^{(t)}$, grad表示某一梯度算子,则需要解决的最优化方程为:

$$[0053] \quad \arg \min f = ||\text{grad}(I^{(t)}) - D||^2 \quad (6)$$

[0054] 其中**D**加粗表示包含三个方向混合先验信息的向量矩阵, $I^{(t)}$ 经过grad梯度算子作用后也变成包含三个方向梯度信息的向量矩阵。解这个最优化方程可以使用梯度下降法,推导得出最佳的迭代方程用以混合重建。通过这样的迭代方程进行二次光声重建并得到结果,其图像质量明显高于步骤三中的初次光声重建结果。

[0055] 本发明提供了一种结合有限角X射线成像、超声成像的多模式光声成像的方法,应当指出,对于本技术领域的普通技术人员来说,在不脱离本发明原理的前提下,还可以做出若干改进和润饰,这些改进和润饰也应视为本发明的保护范围。另外,本实施例中未明确的各组成部分均可用现有技术加以实现。

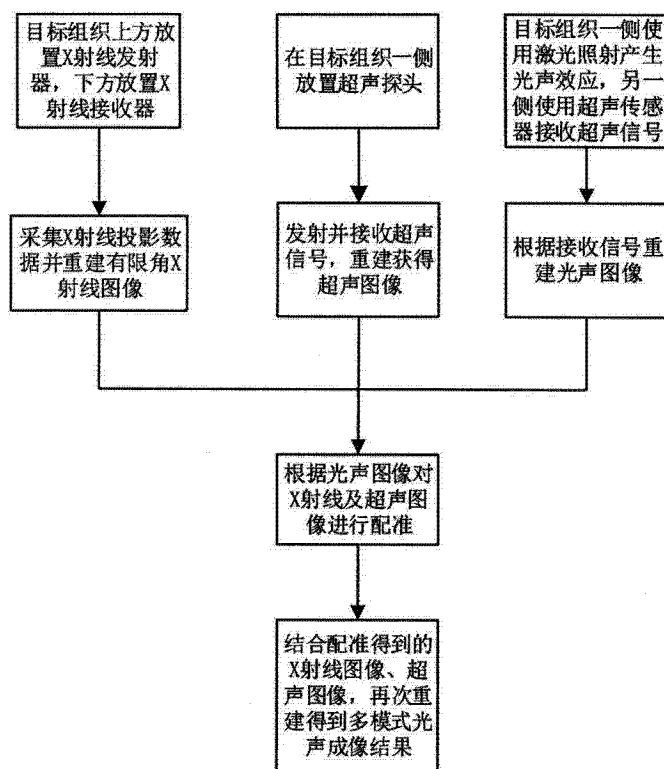


图 1

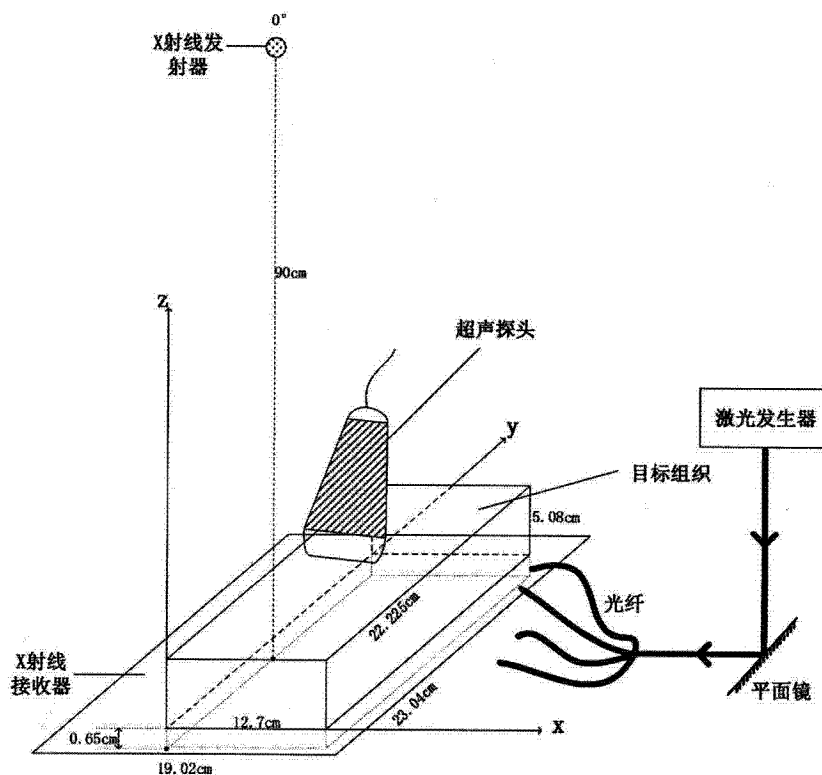


图 2

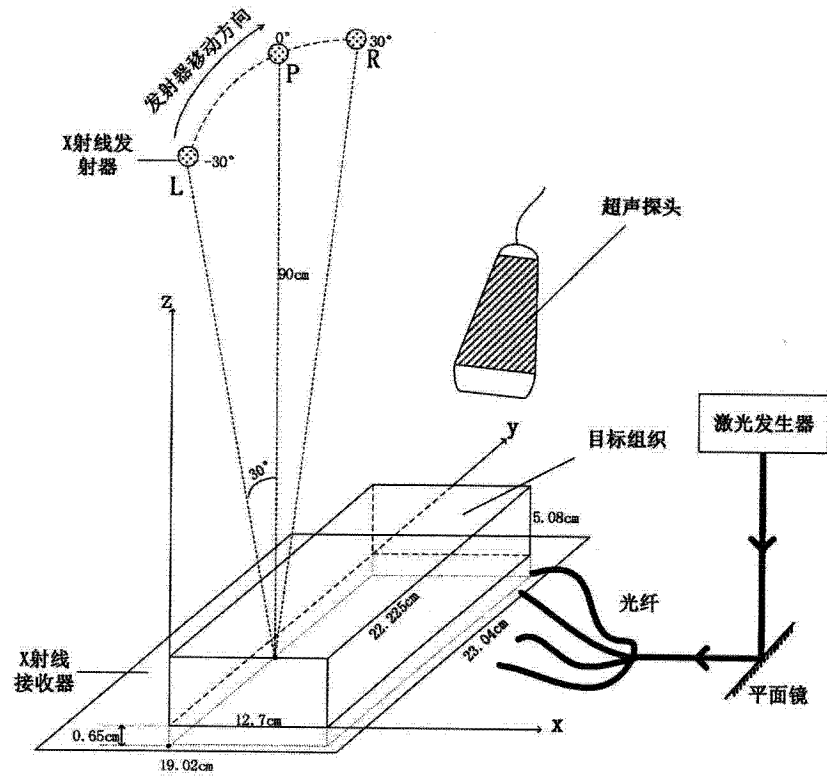


图 3

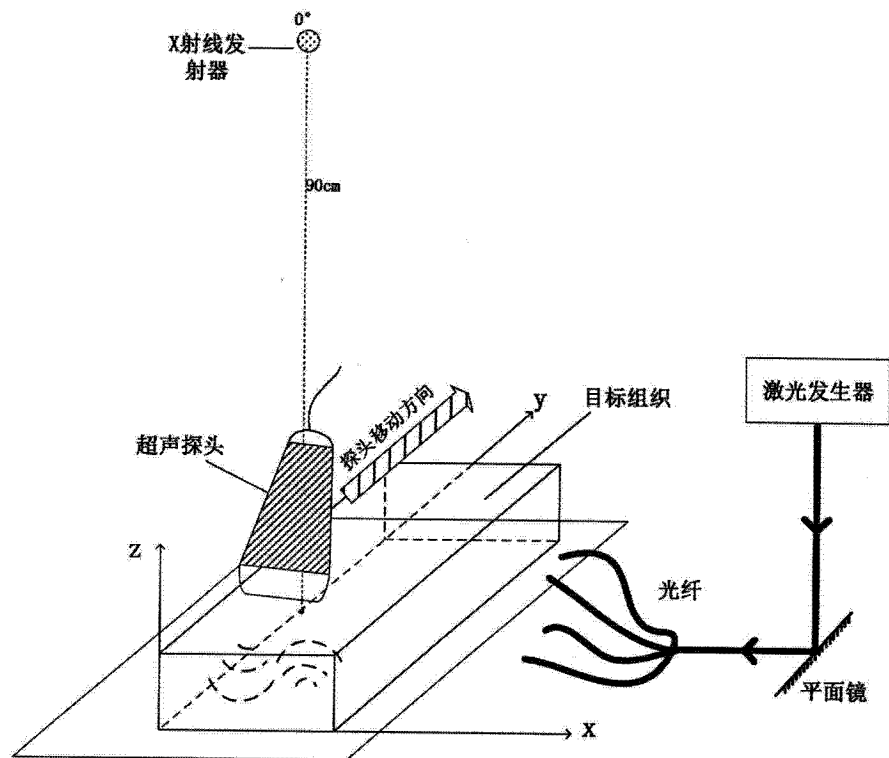


图 4

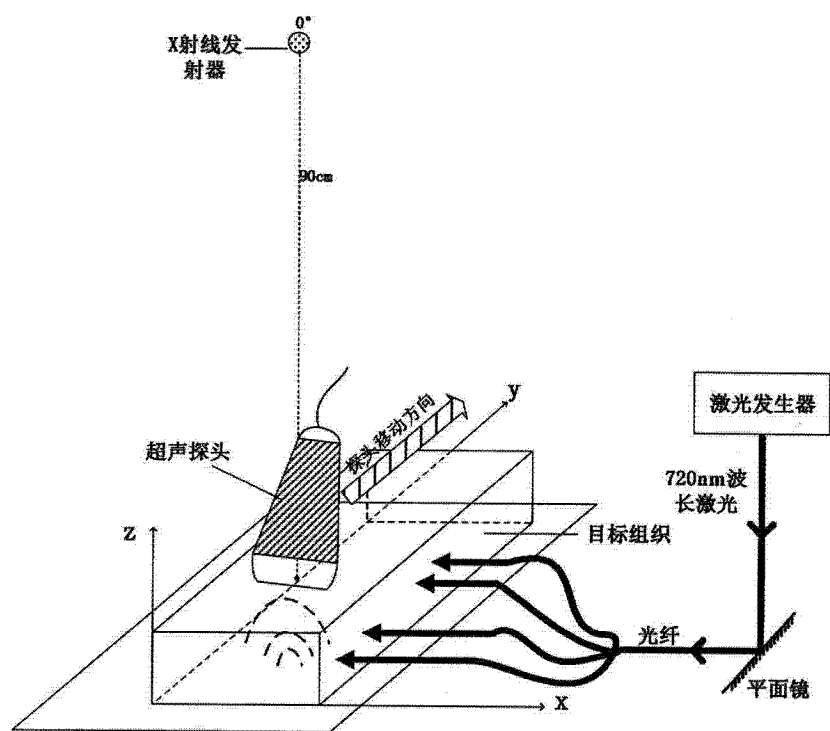


图 5

专利名称(译)	一种结合有限角X射线成像、超声成像的多模式光声成像方法		
公开(公告)号	CN103829961A	公开(公告)日	2014-06-04
申请号	CN201410105624.X	申请日	2014-03-21
[标]申请(专利权)人(译)	南京大学		
申请(专利权)人(译)	南京大学		
当前申请(专利权)人(译)	南京大学		
[标]发明人	袁杰 朱毅 张星 封婷 李文超 顾鹏 储哲琪 温馨 曹萌 梁澄宇 刘晓峻		
发明人	袁杰 朱毅 张星 封婷 李文超 顾鹏 储哲琪 温馨 曹萌 梁澄宇 刘晓峻		
IPC分类号	A61B6/00 A61B8/00		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种结合有限角X射线成像、超声成像的多模式光声成像方法，包括以下步骤；在目标组织上、下分别放置X射线发射器和接收器，采集X射线投影数据并重建获得该组织的有限角X射线图像；在目标组织一侧放置超声探头，向组织内部发射超声信号并根据接收的超声信号重建超声图像；使用激光照射组织一侧产生光声效应，在另一侧使用超声传感器接收信号，根据此接收信号重建光声图像；根据光声图像，对X射线图像、超声图像进行配准；结合配准的X射线、超声成像结果，重建得到多模式光声成像结果。本发明利用有限角X射线成像、超声成像在各自成像平面内成像质量好、分辨率高的特点，提高了光声成像的图像质量，具有创新性。

