



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110141269 A
(43)申请公布日 2019.08.20

(21)申请号 201910509217.8

(22)申请日 2019.06.13

(71)申请人 青岛大学附属医院

地址 266000 山东省青岛市崂山区海尔路
59号心脏超声科

(72)发明人 吕启凤 孙慧 吉晓丽 马晓军

(74)专利代理机构 北京科亿知识产权代理事务
所(普通合伙) 11350

代理人 汤东风

(51)Int.Cl.

A61B 8/00(2006.01)

权利要求书3页 说明书6页 附图1页

(54)发明名称

适用于高频超声探头使用的精确定位器及
控制方法

(57)摘要

本发明属于超声探头技术领域,公开了一种
适用于高频超声探头使用的精确定位器及控制
方法,适用于高频超声探头使用的精确定位器包
括图像采集模块、频率采集模块、声速采集模块、
主控模块、探头校准模块、图像去噪模块、图像分
析模块、定位模块、显示模块。本发明通过探头校
准模块不仅简化了校准过程,且所述超声探头在
测试得到的修正值偏差较小,稳定性较好,操作
人员在每次成像图的定位计算中,加入所述修正
值计算得到的结果更为准确;同时,通过图像去
噪模块可以使去噪后的超声图像保留了原始超
声图像中的细节和边缘部分,具有良好的匀质
性,并且,去噪后的超声图像能够准确呈现被超
声的组织结构。



1. 一种适用于高频超声探头使用的精确定位器,其特征在于,所述适用于高频超声探头使用的精确定位器包括:

图像采集模块,与主控模块连接,用于通过超声探头采集患者病灶图像数据;

频率采集模块,与主控模块连接,用于通过频率检测器采集超声探头频率数据;

声速采集模块,与主控模块连接,用于通过声速检测采集超声探头发出超声波速度数据;

主控模块,与图像采集模块、频率采集模块、声速采集模块、探头校准模块、图像去噪模块、图像分析模块、定位模块、显示模块连接,用于通过单片机控制各个模块正常工作;

探头校准模块,与主控模块连接,用于通过校准设备对超声探头进行校准操作;

图像去噪模块,与主控模块连接,用于通过图像处理程序对采集的患者图像进行去噪处理;

图像分析模块,与主控模块连接,用于通过分析程序对采集的患者病灶图像进行分析;

定位模块,与主控模块连接,用于通过定位程序根据分析结果确定患者病灶位置;

显示模块,与主控模块连接,用于通过显示器显示采集的患者病灶图像、超声探头频率、声速数据。

2. 一种搭载权利要求1所述适用于高频超声探头使用的精确定位器的医学适用于高频超声探头定位设备。

3. 一种如权利要求1所述适用于高频超声探头使用的精确定位器的控制方法,其特征在于,所述适用于高频超声探头使用的精确定位器的控制方法包括:

步骤一,通过图像采集模块利用超声探头采集患者病灶图像数据;通过频率采集模块利用频率检测器采集超声探头频率数据;通过声速采集模块利用声速检测采集超声探头发出超声波速度数据;

步骤二,主控模块通过探头校准模块利用校准设备对超声探头进行校准操作;通过图像去噪模块利用图像处理程序对采集的患者图像进行去噪处理;通过图像分析模块利用分析程序对采集的患者病灶图像进行分析;

步骤三,通过定位模块利用定位程序根据分析结果确定患者病灶位置;

步骤四,通过显示模块利用显示器显示采集的患者病灶图像、超声探头频率、声速数据。

4. 如权利要求3所述的适用于高频超声探头使用的精确定位器的控制方法,其特征在于,所述探头校准模块校准方法包括:

1) 通过探测设备获取所述超声探头在预设的探测深度下的盲区;

2) 将所述超声探头置于三维磁场下,并获得所述超声探头在扫描空气时得到的第一成像图、所述超声探头的声透镜在与涂有耦合剂的自由传感器顶端触碰时得到的第二成像图;其中,所述第一成像图和所述第二成像图的色值相同;

3) 选取所述第二成像图中的任意两个圆弧分别作为起始圆弧、同心圆弧,并各自计算所述起始圆弧和所述同心圆弧的圆心坐标、半径和圆弧上的像素点坐标;

4) 获得所述起始圆弧与所述第一成像图中的一对应圆弧的像素点色值的第一色差比值,及所述同心圆弧与所述第一成像图中的一对应圆弧的像素点色值的第二色差比值;

5) 根据所述第一色差比值对应所述起始圆弧上像素点坐标绘制第一曲线,预设用于判

断色差的调节阈值,获得所述第一曲线上存在色差的区域,并从中选取连续色差最长的第一区域,计算所述第一区域的中间值坐标,及根据所述第二色差比值对应所述同心圆弧上像素点坐标绘制第二曲线,按照所述调节阈值,获取所述第二曲线上存在色差的区域,并从中选取连续色差最长的第二区域,计算所述第二区域的中间值坐标;根据所述第一区域的中间值坐标、所述第二区域的中间值坐标以及所述盲区,计算所述自由传感器的顶端在所述第二成像图中的二维坐标;

6) 将所述自由传感器的顶端在所述第二成像图中的二维坐标转换为所述三维磁场下的待测三维坐标,并获得所述自由传感器在所述三维磁场下的实际三维坐标;

7) 根据所述待测三维坐标和所述实际三维坐标建立三元方程组,计算得到所述超声探头在所述三维磁场下的修正值。

5. 如权利要求3所述的适用于高频超声探头使用的精确定位器的控制方法,其特征在于,所述图像去噪模块去噪方法包括:

(1) 通过图像处理程序基于所述超声图像的全变差图像去噪模型,确定所述真实图像的初始灰度值和所述散斑图像的初始灰度值;

(2) 基于所述超声图像的最小化模型,分别对所述真实图像的初始灰度值和所述散斑图像的初始灰度值进行迭代估计,当所述真实图像的灰度估计值和所述散斑图像的灰度估计值符合预设收敛条件时,得到所述真实图像的灰度估计值和所述散斑图像的灰度估计值;根据所述真实图像的灰度估计值生成去噪后的超声图像。

6. 如权利要求5所述的适用于高频超声探头使用的精确定位器的控制方法,其特征在于,所述基于所述超声图像的最小化模型,对所述真实图像的初始灰度值和所述散斑图像的初始灰度值进行迭代估计,包括:

基于所述超声图像的最小化模型并且将所述真实图像的初始灰度值作为所述最小化模型的常量,对所述散斑图像的灰度值进行估计,得到所述散斑图像的第一次灰度估计值;基于所述最小化模型并且将所述散斑图像的初始灰度值作为所述最小化模型的常量,对所述真实图像的灰度值进行估计,得到所述真实图像的第一次灰度估计值;

将所述散斑图像的第一次灰度估计值和所述真实图像的第一次灰度估计值交替作为所述最小化模型的初始常量,分别对所述真实图像的灰度值和所述散斑图像的灰度值进行交替估计。

7. 如权利要求5所述的适用于高频超声探头使用的精确定位器的控制方法,其特征在于,所述预设收敛条件包括:

确定本次迭代得到的所述真实图像的灰度估计值与上一次迭代得到的所述真实图像的灰度估计值之间的第一差值绝对值;

确定本次迭代得到的所述散斑图像的灰度估计值与上一次迭代得到的所述散斑图像的灰度估计值之间的第二差值绝对值;

确定所述第一差值绝对值和本次迭代得到的所述真实图像的灰度估计值之间的第一比值;

确定所述第二差值绝对值和本次迭代得到的所述散斑图像的灰度估计值之间的第二比值;

当所述第一比值和所述第二比值均小于预设阈值时,确定真实图像的灰度估计值符合

预设收敛条件,否则,继续迭代至满足收敛条件。

8.一种实现权利要求3~7任意一项所述适用于高频超声探头使用的精确定位器的控制方法的信息数据处理终端。

9.一种计算机可读存储介质,包括指令,当其在计算机上运行时,使得计算机执行如权利要求3-7任意一项所述的适用于高频超声探头使用的精确定位器的控制方法。

10.一种实现权利要求3~7任意一项所述适用于高频超声探头使用的精确定位器的控制方法的控制器。

适用于高频超声探头使用的精确定位器及控制方法

技术领域

[0001] 本发明属于超声探头技术领域,尤其涉及一种适用于高频超声探头使用的精确定位器及控制方法。

背景技术

[0002] 超声波探头是在超声波检测过程中发射和接收超声波的装置。探头的性能直接影响超声波的特性,影响超声波的检测性能。在超声检测中使用的探头,是利用材料的压电效应实现电能、声能转换的换能器。探头中的关键部件是晶片,晶片是一个具有压电效应的单晶或者多晶体薄片,它的作用是将电能和声能互相转换。然而,现有超声探头使用时都需要进行人工探头校准,不仅繁琐、耗费时间,而且计算得到的特征点坐标值与其真实坐标值的误差较大,难以满足测量需求;同时,采集超声图像噪声大,导致图像不准确。

[0003] 综上所述,现有技术存在的问题是:

[0004] 现有超声探头使用时都需要进行人工探头校准,不仅繁琐、耗费时间,而且计算得到的特征点坐标值与其真实坐标值的误差较大,难以满足测量需求;同时,采集超声图像噪声大,导致图像不准确。

发明内容

[0005] 针对现有技术存在的问题,本发明提供了一种适用于高频超声探头使用的精确定位器及控制方法。

[0006] 本发明是这样实现的,一种适用于高频超声探头使用的精确定位器包括:

[0007] 图像采集模块,与主控模块连接,用于通过超声探头采集患者病灶图像数据。

[0008] 频率采集模块,与主控模块连接,用于通过频率检测器采集超声探头频率数据。

[0009] 声速采集模块,与主控模块连接,用于通过声速检测采集超声探头发出的超声波速度数据。

[0010] 主控模块,与图像采集模块、频率采集模块、声速采集模块、探头校准模块、图像去噪模块、图像分析模块、定位模块、显示模块连接,用于通过单片机控制各个模块正常工作。

[0011] 探头校准模块,与主控模块连接,用于通过校准设备对超声探头进行校准操作。

[0012] 图像去噪模块,与主控模块连接,用于通过图像处理程序对采集的患者图像进行去噪处理。

[0013] 图像分析模块,与主控模块连接,用于通过分析程序对采集的患者病灶图像进行分析。

[0014] 定位模块,与主控模块连接,用于通过定位程序根据分析结果确定患者病灶位置。

[0015] 显示模块,与主控模块连接,用于通过显示器显示采集的患者病灶图像、超声探头频率、声速数据。

[0016] 本发明的另一目的在于提供一种搭载所述适用于高频超声探头使用的精确定位器的医学适用于高频超声探头定位设备。

[0017] 本发明的另一目的在于提供一种适用于高频超声探头使用的精确定位器的控制方法包括：

[0018] 步骤一，通过图像采集模块利用超声探头采集患者病灶图像数据；通过频率采集模块利用频率检测器采集超声探头频率数据；通过声速采集模块利用声速检测采集超声探头发出的超声波速度数据。

[0019] 步骤二，主控模块通过探头校准模块利用校准设备对超声探头进行校准操作；通过图像去噪模块利用图像处理程序对采集的患者图像进行去噪处理；通过图像分析模块利用分析程序对采集的患者病灶图像进行分析。

[0020] 步骤三，通过定位模块利用定位程序根据分析结果确定患者病灶位置。

[0021] 步骤四，通过显示模块利用显示器显示采集的患者病灶图像、超声探头频率、声速数据。

[0022] 进一步，所述探头校准模块校准方法包括：

[0023] 1) 通过探测设备获取所述超声探头在预设的探测深度下的盲区。

[0024] 2) 将所述超声探头置于三维磁场下，并获得所述超声探头在扫描空气时得到的第一成像图、所述超声探头的声透镜在与涂有耦合剂的自由传感器顶端触碰时得到的第二成像图。其中，所述第一成像图和所述第二成像图的色值相同。

[0025] 3) 选取所述第二成像图中的任意两个圆弧分别作为起始圆弧、同心圆弧，并各自计算所述起始圆弧和所述同心圆弧的圆心坐标、半径和圆弧上的像素点坐标。

[0026] 4) 获得所述起始圆弧与所述第一成像图中的一对应圆弧的像素点色值的第一色差比值，及所述同心圆弧与所述第一成像图中的一对应圆弧的像素点色值的第二色差比值。

[0027] 5) 根据所述第一色差比值对应所述起始圆弧上像素点坐标绘制第一曲线，预设用于判断色差的调节阈值，获得所述第一曲线上存在色差的区域，并从中选取连续色差最长的第一区域，计算所述第一区域的中间值坐标，及根据所述第二色差比值对应所述同心圆弧上像素点坐标绘制第二曲线，按照所述调节阈值，获取所述第二曲线上存在色差的区域，并从中选取连续色差最长的第二区域，计算所述第二区域的中间值坐标。根据所述第一区域的中间值坐标、所述第二区域的中间值坐标以及所述盲区，计算所述自由传感器的顶端在所述第二成像图中的二维坐标。

[0028] 6) 将所述自由传感器的顶端在所述第二成像图中的二维坐标转换为所述三维磁场下的待测三维坐标，并获得所述自由传感器在所述三维磁场下的实际三维坐标。

[0029] 7) 根据所述待测三维坐标和所述实际三维坐标建立三元方程组，计算得到所述超声探头在所述三维磁场下的修正值。

[0030] 进一步，所述图像去噪模块去噪方法包括：

[0031] (1) 通过图像处理程序基于所述超声图像的全变差图像去噪模型，确定所述真实图像的初始灰度值和所述散斑图像的初始灰度值。

[0032] (2) 基于所述超声图像的最小化模型，分别对所述真实图像的初始灰度值和所述散斑图像的初始灰度值进行迭代估计，当所述真实图像的灰度估计值和所述散斑图像的灰度估计值符合预设收敛条件时，得到所述真实图像的灰度估计值和所述散斑图像的灰度估计值。根据所述真实图像的灰度估计值生成去噪后的超声图像。

[0033] 进一步,所述基于所述超声图像的最小化模型,对所述真实图像的初始灰度值和所述散斑图像的初始灰度值进行迭代估计,包括:

[0034] 基于所述超声图像的最小化模型并且将所述真实图像的初始灰度值作为所述最小化模型的常量,对所述散斑图像的灰度值进行估计,得到所述散斑图像的第一次灰度估计值。基于所述最小化模型并且将所述散斑图像的初始灰度值作为所述最小化模型的常量,对所述真实图像的灰度值进行估计,得到所述真实图像的第一次灰度估计值。

[0035] 将所述散斑图像的第一次灰度估计值和所述真实图像的第一次灰度估计值交替作为所述最小化模型的初始常量,分别对所述真实图像的灰度值和所述散斑图像的灰度值进行交替估计。

[0036] 进一步,所述预设收敛条件包括:

[0037] 确定本次迭代得到的所述真实图像的灰度估计值与上一次迭代得到的所述真实图像的灰度估计值之间的第一差值绝对值。

[0038] 确定本次迭代得到的所述散斑图像的灰度估计值与上一次迭代得到的所述散斑图像的灰度估计值之间的第二差值绝对值。

[0039] 确定所述第一差值绝对值和本次迭代得到的所述真实图像的灰度估计值之间的第一比值。

[0040] 确定所述第二差值绝对值和本次迭代得到的所述散斑图像的灰度估计值之间的第二比值。

[0041] 当所述第一比值和所述第二比值均小于预设阈值时,确定真实图像的灰度估计值符合预设收敛条件,否则,继续迭代至满足收敛条件。

[0042] 本发明的另一目的在于提供一种实现所述适用于高频超声探头使用的精确定位器的控制方法的信息数据处理终端。

[0043] 本发明的另一目的在于提供一种计算机可读存储介质,包括指令,当其在计算机上运行时,使得计算机执行所述的适用于高频超声探头使用的精确定位器的控制方法。

[0044] 本发明的另一目的在于提供一种实现所述适用于高频超声探头使用的精确定位器的控制方法的控制器。

[0045] 本发明的优点及积极效果为:

[0046] 本发明通过探头校准模块不仅简化了校准过程,而且能够有效地降低测量误差,有利于提高三维定位精度。且所述超声探头在测试得到的修正值偏差较小,稳定性较好,操作人员在每次成像图的定位计算中,加入所述修正值计算得到的结果更为准确。同时,通过图像去噪模块将采集的超声图像作为原始输入,对真实图像的初始灰度值和散斑图像的初始灰度值进行迭代估计后,当真实图像的灰度估计值和散斑图像的灰度估计值符合收敛条件时,生成去噪后的超声图像,可以使去噪后的超声图像保留了原始超声图像中的细节和边缘部分,具有良好的匀质性,并且,去噪后的超声图像能够准确呈现被超声的组织结构。

附图说明

[0047] 图1是本发明实施例提供的适用于高频超声探头使用的精确定位器结构框图。

[0048] 图中:1、图像采集模块。2、频率采集模块。3、声速采集模块。4、主控模块。5、探头校准模块。6、图像去噪模块。7、图像分析模块。8、定位模块。9、显示模块。

[0049] 图2是本发明实施例提供的适用于高频超声探头使用的精确定位器的控制方法流程图。

具体实施方式

[0050] 为能进一步了解本发明的发明内容、特点及功效,兹例举以下实施例,并配合附图详细说明包括。

[0051] 现有超声探头使用时都需要进行人工探头校准,不仅繁琐、耗费时间,而且计算得到的特征点坐标值与其真实坐标值的误差较大,难以满足测量需求;同时,采集超声图像噪声大,导致图像不准确。

[0052] 针对现有技术存在的问题,本发明提供了一种适用于高频超声探头使用的精确定位器及控制方法,下面结合附图对本发明作详细的描述

[0053] 下面结合附图对本发明的结构作详细的描述。

[0054] 如图1所示,本发明实施例提供的适用于高频超声探头使用的精确定位器包括:图像采集模块1、频率采集模块2、声速采集模块3、主控模块4、探头校准模块5、图像去噪模块6、图像分析模块7、定位模块8、显示模块9。

[0055] 图像采集模块1,与主控模块4连接,用于通过超声探头采集患者病灶图像数据。

[0056] 频率采集模块2,与主控模块4连接,用于通过频率检测器采集超声探头频率数据。

[0057] 声速采集模块3,与主控模块4连接,用于通过声速检测采集超声探头发出的超声波速度数据。

[0058] 主控模块4,与图像采集模块1、频率采集模块2、声速采集模块3、探头校准模块5、图像去噪模块6、图像分析模块7、定位模块8、显示模块9连接,用于通过单片机控制各个模块正常工作。

[0059] 探头校准模块5,与主控模块4连接,用于通过校准设备对超声探头进行校准操作。

[0060] 图像去噪模块6,与主控模块4连接,用于通过图像处理程序对采集的患者图像进行去噪处理。

[0061] 图像分析模块7,与主控模块4连接,用于通过分析程序对采集的患者病灶图像进行分析。

[0062] 定位模块8,与主控模块4连接,用于通过定位程序根据分析结果确定患者病灶位置。

[0063] 显示模块9,与主控模块4连接,用于通过显示器显示采集的患者病灶图像、超声探头频率、声速数据。

[0064] 图2所示,本发明实施例提供的适用于高频超声探头使用的精确定位器的控制方法包括:

[0065] S101:通过图像采集模块利用超声探头采集患者病灶图像数据。通过频率采集模块利用频率检测器采集超声探头频率数据。通过声速采集模块利用声速检测采集超声探头发出的超声波速度数据。

[0066] S102:主控模块通过探头校准模块利用校准设备对超声探头进行校准操作。通过图像去噪模块利用图像处理程序对采集的患者图像进行去噪处理。通过图像分析模块利用分析程序对采集的患者病灶图像进行分析。

[0067] S103:通过定位模块利用定位程序根据分析结果确定患者病灶位置。

[0068] S104:通过显示模块利用显示器显示采集的患者病灶图像、超声探头频率、声速数据。

[0069] 下面结合具体实施例对本发明作进一步描述。

[0070] 实施例1

[0071] 本发明提供的探头校准模块5校准方法包括:

[0072] 1) 通过探测设备获取所述超声探头在预设的探测深度下的盲区。

[0073] 2) 将所述超声探头置于三维磁场下,并获得所述超声探头在扫描空气时得到的第一成像图、所述超声探头的声透镜在与涂有耦合剂的自由传感器顶端触碰时得到的第二成像图。其中,所述第一成像图和所述第二成像图的色值相同。

[0074] 3) 选取所述第二成像图中的任意两个圆弧分别作为起始圆弧、同心圆弧,并各自计算所述起始圆弧和所述同心圆弧的圆心坐标、半径和圆弧上的像素点坐标。

[0075] 4) 获得所述起始圆弧与所述第一成像图中的一对应圆弧的像素点色值的第一色差比值,及所述同心圆弧与所述第一成像图中的一对应圆弧的像素点色值的第二色差比值。

[0076] 5) 根据所述第一色差比值对应所述起始圆弧上像素点坐标绘制第一曲线,预设用于判断色差的调节阈值,获得所述第一曲线上存在色差的区域,并从中选取连续色差最长的第一区域,计算所述第一区域的中间值坐标,及根据所述第二色差比值对应所述同心圆弧上像素点坐标绘制第二曲线,按照所述调节阈值,获取所述第二曲线上存在色差的区域,并从中选取连续色差最长的第二区域,计算所述第二区域的中间值坐标。根据所述第一区域的中间值坐标、所述第二区域的中间值坐标以及所述盲区,计算所述自由传感器的顶端在所述第二成像图中的二维坐标。

[0077] 6) 将所述自由传感器的顶端在所述第二成像图中的二维坐标转换为所述三维磁场下的待测三维坐标,并获得所述自由传感器在所述三维磁场下的实际三维坐标。

[0078] 7) 根据所述待测三维坐标和所述实际三维坐标建立三元方程组,计算得到所述超声探头在所述三维磁场下的修正值。

[0079] 实施例2

[0080] 本发明提供的图像去噪模块6去噪方法包括:

[0081] (1) 通过图像处理程序基于所述超声图像的全变差图像去噪模型,确定所述真实图像的初始灰度值和所述散斑图像的初始灰度值。

[0082] (2) 基于所述超声图像的最小化模型,分别对所述真实图像的初始灰度值和所述散斑图像的初始灰度值进行迭代估计,当所述真实图像的灰度估计值和所述散斑图像的灰度估计值符合预设收敛条件时,得到所述真实图像的灰度估计值和所述散斑图像的灰度估计值。根据所述真实图像的灰度估计值生成去噪后的超声图像。

[0083] 本发明提供的基于所述超声图像的最小化模型,对所述真实图像的初始灰度值和所述散斑图像的初始灰度值进行迭代估计,包括:

[0084] 基于所述超声图像的最小化模型并且将所述真实图像的初始灰度值作为所述最小化模型的常量,对所述散斑图像的灰度值进行估计,得到所述散斑图像的第一次灰度估计值。基于所述最小化模型并且将所述散斑图像的初始灰度值作为所述最小化模型的常

量,对所述真实图像的灰度值进行估计,得到所述真实图像的第一次灰度估计值。

[0085] 将所述散斑图像的第一次灰度估计值和所述真实图像的第一次灰度估计值交替作为所述最小化模型的初始常量,分别对所述真实图像的灰度值和所述散斑图像的灰度值进行交替估计。

[0086] 本发明提供的预设收敛条件包括:

[0087] 确定本次迭代得到的所述真实图像的灰度估计值与上一次迭代得到的所述真实图像的灰度估计值之间的第一差值绝对值。

[0088] 确定本次迭代得到的所述散斑图像的灰度估计值与上一次迭代得到的所述散斑图像的灰度估计值之间的第二差值绝对值。

[0089] 确定所述第一差值绝对值和本次迭代得到的所述真实图像的灰度估计值之间的第一比值。

[0090] 确定所述第二差值绝对值和本次迭代得到的所述散斑图像的灰度估计值之间的第二比值。

[0091] 当所述第一比值和所述第二比值均小于预设阈值时,确定真实图像的灰度估计值符合预设收敛条件,否则,继续迭代至满足收敛条件。

[0092] 在上述实施例中,可以全部或部分地通过软件、硬件、固件或者其任意组合来实现。当使用全部或部分地以计算机程序产品的形式实现,所述计算机程序产品包括一个或多个计算机指令。在计算机上加载或执行所述计算机程序指令时,全部或部分地产生按照本发明实施例所述的流程或功能。所述计算机可以是通用计算机、专用计算机、计算机网络、或者其他可编程装置。所述计算机指令可以存储在计算机可读存储介质中,或者从一个计算机可读存储介质向另一个计算机可读存储介质传输,例如,所述计算机指令可以从一个网站站点、计算机、服务器或数据中心通过有线(例如同轴电缆、光纤、数字用户线(DSL)或无线(例如红外、无线、微波等)方式向另一个网站站点、计算机、服务器或数据中心进行传输)。所述计算机可读取存储介质可以是计算机能够存取的任何可用介质或者是包含一个或多个可用介质集成的服务器、数据中心等数据存储设备。所述可用介质可以是磁性介质,(例如,软盘、硬盘、磁带)、光介质(例如,DVD)、或者半导体介质(例如固态硬盘Solid State Disk(SSD))等。

[0093] 以上所述仅是对本发明的较佳实施例而已,并非对本发明作任何形式上的限制,凡是依据本发明的技术实质对以上实施例所做的任何简单修改,等同变化与修饰,均属于本发明技术方案的范围。

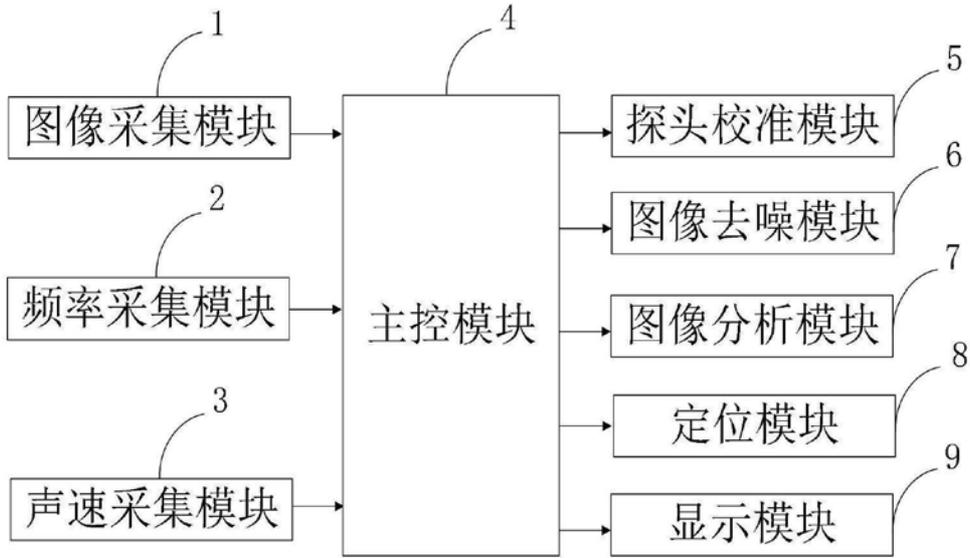


图1

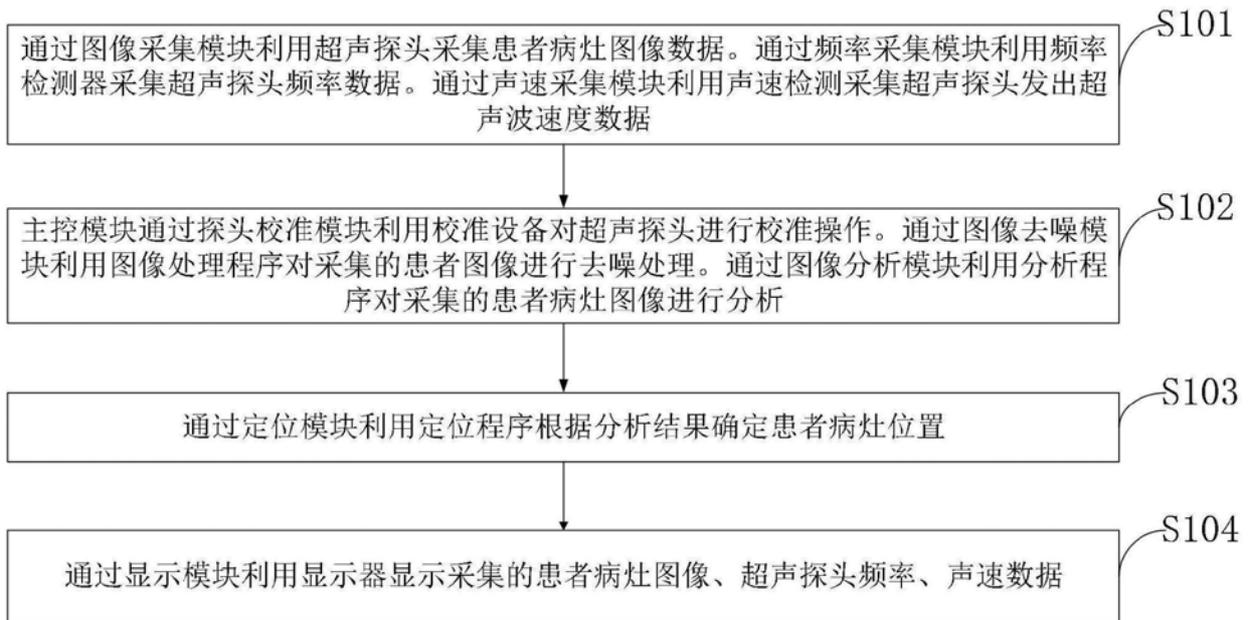


图2

专利名称(译)	适用于高频超声探头使用的精确定位器及控制方法		
公开(公告)号	CN110141269A	公开(公告)日	2019-08-20
申请号	CN201910509217.8	申请日	2019-06-13
[标]申请(专利权)人(译)	青岛大学附属医院		
申请(专利权)人(译)	青岛大学附属医院		
当前申请(专利权)人(译)	青岛大学附属医院		
[标]发明人	孙慧 吉晓丽 马晓军		
发明人	吕启凤 孙慧 吉晓丽 马晓军		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/4411 A61B8/4444 A61B8/5215		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明属于超声探头技术领域，公开了一种适用于高频超声探头使用的精确定位器及控制方法，适用于高频超声探头使用的精确定位器包括图像采集模块、频率采集模块、声速采集模块、主控模块、探头校准模块、图像去噪模块、图像分析模块、定位模块、显示模块。本发明通过探头校准模块不仅简化了校准过程，且所述超声探头在测试得到的修正值偏差较小，稳定性较好，操作人员在每次成像图的定位计算中，加入所述修正值计算得到的结果更为准确；同时，通过图像去噪模块可以使去噪后的超声图像保留了原始超声图像中的细节和边缘部分，具有良好的匀质性，并且，去噪后的超声图像能够准确呈现被超声的组织结构。

