



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 105431092 A

(43) 申请公布日 2016. 03. 23

(21) 申请号 201480037190. 2

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2014. 06. 27

A61B 8/08(2006. 01)

G01S 15/89(2006. 01)

(30) 优先权数据

61/840, 506 2013. 06. 28 US

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2015. 12. 28

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/IB2014/062646 2014. 06. 27

(87) PCT国际申请的公布数据

W02014/207706 EN 2014. 12. 31

(71) 申请人 皇家飞利浦有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

(72) 发明人 F·G·G·M·维尼翁 A·K·贾殷

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

72002

代理人 李光颖 王英

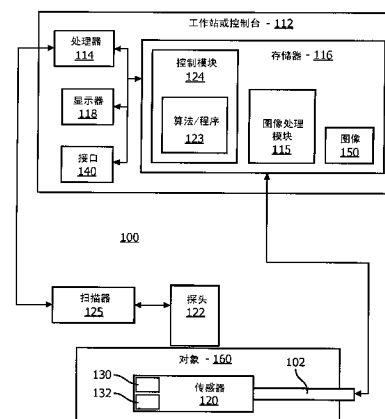
权利要求书2页 说明书6页 附图5页

(54) 发明名称

对介入仪器的声学突出显示

(57) 摘要

一种用于在图像中突出显示仪器的系统包括用于发送和接收超声能量的探头 (122) 以及被配置为响应接收到的超声信号并在延迟后发射超声信号的标记设备 (120)。医学仪器 (102) 包括所述标记设备。控制模块 (124) 被存储在存储器中, 并且被配置为解释从探头和从在探头处的标记设备接收到的超声能量, 以确定医学仪器的三维位置, 从而在图像中突出显示标记设备的位置。



1. 一种用于在图像中突出显示仪器的系统,包括:

标记设备 (120),其被配置为响应从探头 (122) 接收到的超声信号并在延迟后发射将由所述探头接收的另一超声信号,其中,所述探头被配置用于将超声信号发送到体积并从所述体积接收超声信号,并且其中,所述标记设备被包括在被设置在所述体积中的医学仪器 (102) 上;以及

控制模块 (124),其被配置为解释由所述探头接收到的所述超声信号,以在图像中突出显示所述标记设备的位置。

2. 如权利要求 1 所述的系统,其中,所述标记设备 (120) 包括应答器,并且所述应答器包括切换器以从接收模式改变到发送模式。

3. 如权利要求 1 所述的系统,其中,所述标记设备 (120) 包括具有接收器和发送器的收发器。

4. 如权利要求 1 所述的系统,其中,由所述探头从所述标记设备接收到的所述超声信号在  $t_0+nT$  时被注入帧中,其中,  $t_0$  是由所述标记设备接收到的信号的时间最大值,  $T$  是帧率,并且  $n$  是整数。

5. 如权利要求 4 所述的系统,其中,当所述标记设备 (120) 包括发送器时,  $n = 1$ 。

6. 如权利要求 4 所述的系统,其中,当所述标记设备 (120) 包括应答器时,  $n = 2$ 。

7. 如权利要求 1 所述的系统,其中,所述控制模块还被配置为令显示器 (118) 基于由所述探头从所述标记设备接收到的所述信号而在所述图像中包括亮区域 (142),所述显示器被配置为显示使用所述探头收集到的图像。

8. 一种用于确定仪器的位置的方法,包括:

估计 (402) 成像探头的帧率;

分析 (406) 检测窗内的轨迹以找出与被安装在仪器上的标记设备的位置最佳匹配的时间最大值,从而确定到达时间;

通过将经延迟的信号从所述标记设备发射到所述成像探头来将声学反馈信号注入 (408) 到所述成像探头中,以对从被安装在所述仪器上的所述标记设备返回的回波进行仿真;并且

在图像中显示 (412) 所述回波以识别所述仪器的所述位置。

9. 如权利要求 8 所述的方法,其中,估计所述帧率包括在一段时间上收听 (404) 接收到的信号,并且分析所述接收到的信号以确定所述接收到的信号的主周期。

10. 如权利要求 8 所述的方法,其中,所述检测窗包括在  $T$  与  $2T$  之间的检测时间  $T_{\text{检测}}$ ,其中,  $T$  是所述帧率。

11. 如权利要求 8 所述的方法,其中,注入 (408) 所述声学反馈信号包括将所述声学反馈信号在  $t_0+nT$  时注入帧中,其中,  $t_0$  是由传感器接收到的信号的时间最大值,  $T$  是帧率,并且  $n$  是整数。

12. 如权利要求 11 所述的方法,其中,当所述标记设备包括发送器时,  $n = 1$ 。

13. 如权利要求 11 所述的方法,其中,当所述标记设备包括应答器时,  $n = 2$ 。

14. 如权利要求 8 所述的方法,其中,在图像中显示所述回波包括令 (414) 所述回波在所述图像中闪烁。

15. 如权利要求 8 所述的方法,其中,在图像中显示 (412) 所述回波包括改变在所述图

像中显示的所述回波的视觉属性。

16. 一种用于确定仪器的位置的方法,包括:

将仪器插入 (502) 超声视场里面;

估计 (504) 正在采用的成像模式的帧率 (T);

通过被安装在所述仪器上的传感器来确定 (506) 接收到的信号相对于原点 (o) 的时间最大值 ( $t_0$ );

将所述传感器切换 (508) 到发送模式;

在时间  $t_1 = t_0 + nT$  处从所述传感器发射 (510) 脉冲,  $n$  是整数,使得所述脉冲朝向成像探头传播并且后续信号由扫描机进行波束成形;并且

在图像中显示 (512) 来自所述传感器位置的回波。

17. 如权利要求 16 所述的方法,其中,当所述传感器包括发送器时,  $n = 1$ 。

18. 如权利要求 16 所述的方法,其中,当所述传感器包括应答器时,  $n = 2$ 。

19. 如权利要求 16 所述的方法,其中,在图像中显示所述回波包括令 (514) 所述回波在所述图像中闪烁。

20. 如权利要求 16 所述的方法,其中,在图像中显示 (512) 所述回波包括改变在所述图像中显示的所述回波的视觉属性。

## 对介入仪器的声学突出显示

### 技术领域

[0001] 本公开涉及医学仪器,并且更具体地涉及用于使用声学来突出显示仪器的系统和方法。

### 背景技术

[0002] 针、导管和其他介入工具通常由于它们的镜面性质和不利的入射角而难以在超声下可视化。一种用于在超声引导下标记针端部的解决方案是将小的超声传感器嵌入在针的端部处。这样的传感器接收直接超声信号,所述直接超声信号随着来自超声成像探头的成像波束扫掠视场而撞击在所述传感器上。已经提出了使用这些信号来在超声图像中突出显示换能器的位置的不同方式。这些方式依赖于超声从成像探头到传感器的渡越时间以估计传感器的距离坐标,并且依赖于随着成像波束扫掠视场而接收到的信号的强度以恢复横坐标。为了估计渡越时间,必须访问扫描器的线触发事件,并且为了估计横坐标,必须访问帧触发事件并访问成像波束的坐标和转向角。

### 发明内容

[0003] 根据本发明的原理,一种用于在图像中突出显示仪器的系统包括:探头,其用于发送并接收超声能量;以及标记设备,其被配置为响应接收到的超声信号并在延迟后发射超声信号。医学仪器包括所述标记设备。控制模块被存储在存储器中并且被配置为解释从所述探头和从在所述探头处的输送标记设备接收到的所述超声能量,以确定所述医学仪器的三维位置,从而在图像中突出显示所述标记设备的位置。

[0004] 一种用于确定仪器的位置的方法包括估计成像探头的帧率;分析检测窗内的轨迹以找出与被安装在仪器上的标记设备的位置最佳匹配的时间最大值,从而确定到达时间;通过将经延迟的信号从所述标记设备发射到所述成像探头来将声学反馈信号注入到所述成像探头中,以对从被安装在所述仪器上的所述标记设备返回的回波进行仿真;并且在图像中显示所述回波以识别所述仪器的所述位置。

[0005] 另一种用于确定仪器的位置的方法:将仪器插入超声视场里面;估计正在采用的成像模式的帧率( $T$ );通过被安装在所述仪器上的传感器来确定接收到的信号相对于原点( $o$ )的时间最大值( $t_0$ );将所述传感器切换到发送模式;在时间  $t_1 = t_0 + nT$  处从所述传感器发射脉冲, $n$  是整数,使得所述脉冲朝向成像探头传播并且后续信号由扫描机进行波束成形;并且在图像中显示来自所述传感器位置的回波。

[0006] 结合附图阅读对本公开的说明性实施例的以下详细说明,本公开的这些和其他目的、特征和优点将变得显而易见。

### 附图说明

[0007] 本公开将参考附图来详细地呈现对优选实施例的以下说明,其中:

[0008] 图 1 是示出了根据一个实施例的用于利用超声来在图像中突出显示仪器的系统

的方框 / 流程图；

[0009] 图 2 是示出了根据一个实施例的用于利用超声来突出显示仪器的系统的概念图；

[0010] 图 3 是示出了根据一个实施例的用于估计帧率的超声脉动的幅度——时间曲线图；

[0011] 图 4 是示出了根据一个实施例的用于确定检测时间超声脉动的幅度——时间曲线图；

[0012] 图 5 是示出了根据一个实施例的、在仪器或工具的标记设备与探头之间发生的事件的事件时间线；

[0013] 图 6 是示出了根据一个说明性实施例的用于利用超声来跟踪仪器的方法的流程图；并且

[0014] 图 7 是示出了根据说明性实施例的用于利用超声来跟踪仪器的另一方法的流程图。

### 具体实施方式

[0015] 根据本发明的原理，系统和方法允许对传感器的位置的突出显示。在医学设备（例如介入设备）上采用一个或多个传感器，以在正确的时间将声学信号“注入”超声（US）图像里面。该注入的声学信号将由扫描器感知作为对其本身的声场的响应。该信号由扫描器的波束成形管道处理，并最终在 US 图像上被可视化。注意到，即使我们可能不知晓由扫描器发送声波的时间，它们仍然将在传感器上创建被用于突出显示传感器的信号。当设备被插入到 US 区域里面时，运行一次性校准步骤以估计正在使用的成像模式的帧率（T）。第二，找出由传感器接收的信号相对于任意原点的时间最大值（ $t_0$ ）。第三，传感器被切换到发送模式，并且在时间  $t_1 = t_0 + nT$ （n 是整数）处从传感器发射脉冲。该脉冲朝向成像探头传播，并且后续信号由扫描机进行波束成形。最终的视觉显示示出了来自传感器位置的回波。

[0016] 本发明的原理允许较少地依赖于用于精确定位仪器的位置的特定扫描器数据的可用性。例如，不再需要来自扫描器的帧、线触发器和波束成形参数。这允许装备有超声的工具是独立的（不需要与扫描器的低水平接合），因此允许它们是可用的，具有对来自任意供应商的超声机器的广泛安装基础。在一个实施例中，系统能够对来自成像扫描器的关键性参数进行即时逆向工程，所述关键性参数例如帧率和线触发器位置、到扫描器的接收信号路径中的模拟声学信号注入等。

[0017] 应当理解，将就针的方面来描述本发明；然而，本发明的教导是更宽泛的教导宽泛得多并且适用于任何医学仪器或通过声学能量跟踪的其他仪器。在一些实施例中，本发明的原理被用在跟踪或分析复杂的生物或机械系统中。具体而言，本发明的原理适用于生物系统的内部跟踪流程，适用于身体的所有区域中的流程，例如肺、胃肠道、排泄器官、血管等。附图中描绘的元件可以被以硬件和软件的各种组合来实施，并且提供可以被组合在单个元件或多个元件中的功能。可以在仪器在超声引导下被插入到身体中的任何时候采用本发明的实施例，这包括针流程（活检、消融、麻醉、疼痛管理、脓肿引流等）、导管流程（心脏修复、电生理现象等）或任意其他流程。

[0018] 可以通过使用专用硬件以及能够与合适的软件相关联地执行软件的硬件来提供附图中示出的各个元件的功能。当由处理器来提供功能时，可以由单个专用处理器、由单个

共享处理器或由其中一些能够被共享的多个独立处理器来提供功能。而且,对术语“处理器”或“控制器”的明确的使用不应被解释为排他地指代能够执行软件的硬件,并且能够暗含地包括但不限于,数字信号处理器(“DSP”)硬件、用于存储软件的只读存储器(“ROM”)、随机存取存储器(“RAM”)、非易失性存储器等。

[0019] 而且,本文记载原理、方面和本发明的实施例及其具体范例的所有陈述旨在包括其结构等价方案和功能等价方案两者。此外,旨在使这样的等价方案包括目前已知的等价方案以及将来发展出的等价方案(即发展出的执行相同的功能的任何元件,而不论其结构如何)两者。因此,例如,本领域技术人员应当意识到本文提出的方框图表示说明性系统部件的概念性视图和/或实现本发明的原理的电路图。相似地,应当意识到任何流程图表、流程图等表示各个过程,这些过程可以基本在计算机可读存储媒体中表示并且因此由这样的计算机或处理器运行,不论是否明确示出了计算机或处理器。

[0020] 另外,本发明的实施例可以采取能够从计算机可用或计算机可读存储介质访问的计算机程序产品的形式,所述计算机可用或计算机可读存储介质提供由计算机或任何指令执行系统使用或结合计算机或任何指令执行系统使用的程序代码。出于这种说明的目的,计算机可用或计算机可读存储介质能够是可以包括、存储、传送、传播或输送由指令执行系统、装置或设备使用或结合指令执行系统、装置或设备使用的程序的任何装置。所述介质可以是电子、磁性、光学、电磁、红外线或半导体系统(或装置或设备)或者传播介质。计算机可读介质的范例包括半导体或固态存储器、磁带、可移动计算机磁盘、随机存取存储器(RAM)、只读存储器(ROM)、硬磁盘和光盘。光盘的当前范例包括只读光盘(CD-ROM)、读/写光盘(CD-R/W)、蓝光盘<sup>™</sup>和DVD。

[0021] 现在参考附图,在附图中相似的附图标记表示相同或类似的元件,并且首先参考图1,说明性地示出了根据一个实施例的系统100。系统100可以包括从其监督和/或管理流程的工作站或控制台112。工作站112优选地包括用于存储程序和应用的存储器116和一个或多个处理器114。存储器116可以存储图像处理模块115,所述图像处理模块115被配置为处理来自超声扫描器125的信号。模块115被配置为使用US信号来重建与医学设备、仪器或工具102和/或其周围区域相关联的结构变形、偏转及其他变化。医学仪器102可以包括针、导管、导丝、探头、内窥镜、机器人、电极、过滤设备、球囊设备、或其他医学部件等。

[0022] 声学传感器(包括发送器或应答器(transponder))120被安装在待突出显示的医学仪器102上。探头122(例如US探头122)被提供用于扫描患者或对象160。探头122能够接收(以感测由探头122发射的信号)。在探头122处接收到的信号被耦合到简单数据分析和控制模块124,所述简单数据分析和控制模块124被存储在存储器116中并能够进行算法/程序123中的一定量的信号处理(例如快速傅里叶变换(FFT)、最大识别、任选的曲线拟合等)。

[0023] 在特别有用的实施例中,超声传感器120被放置在(例如)针的端部处。随着来自成像探头122的波束扫掠视场,该传感器120感测超声信号。由工作站112和/或在控制模块124中分析US信号,以提取帧重复周期T,以及在传感器120处最大信号的到达时间 $t_0$ 。在一个或多个帧以后,传感器120被切换到发送模式中并发射脉动(例如在 $t_0+T$ 或 $t_0+nT$ 时,其中,n是整数)。扫描器125将脉动解释为来自传感器120的位置的高回波,因

此在图像 150 上突出显示传感器 120 并进而突出显示仪器 102,即使是在轻微平面外对齐之下。

[0024] 在特别有用的实施例中,超声传感器或标记设备 120 包括接收功能 130 和发送功能 132。超声传感器 120 可以包括在待突出显示的介入工具或仪器 102 上的接收器/发送器对、应答器或具有发送器/接收器(T/R)切换器的换能器。应答器是响应于询问的接收信号而发射识别信号的设备。在成像探头 122 将超声发射到介质中时,在传感器 120 的接收器功能 130 处接收的信号被耦合到数据分析控制模块 124,所述数据分析控制模块 124 能够进行信号处理(FFT、最大识别、任选的曲线拟合)和缓慢切换。发送功能 132 被提供用于返回到介质中(到探头 122 以在控制模块 124 中被处理)的声学信号注入。在一个范例中,在工具 102 上的传感器 120 包括应答器(其也用于发送模式中)。这可以要求较高压(数十伏)的电路,并需要适当地与成像探头 122 的频率以及应答器的频率相匹配(来自应答器的信号无需在扫描器的接收信号路径中被滤除)。应答器还可以包括(慢)T/R 切换器以在接收模式与发送模式之间进行切换。在另一范例中,用于发射功能 132 的额外的超声发送器可以靠近接收器功能 130 被放置在设备上(或被共同定位为收发器以使得接收到和发送出的信号具有共同的位置)。这消除了针对 T/R 切换器的需要并简化了检测/注入软件。

[0025] 显示器 118 示出了对传感器位置的定位。显示器 118 还可以允许用户与工作站 112 及其部件和功能、或系统 100 内的任何其他元件交互。这还借助于接口 140,所述接口 140 可以包括键盘、鼠标、操纵杆、触觉设备、或任何其他外围设备或控件,以允许用户从工作站 112 得到反馈并与工作站 112 交互。

[0026] 在另一实施例中,采用来自扫描器 125 的视频信号输出和具有传感器 120 的仪器 102 来计算在任意给定时刻处仪器 102 的 3D 位置。视频输出信号在商用扫描器上是简单可用的,并且流到计算工作站 112 中。

[0027] 参考图 2,概念图示出了根据一个说明性实施例的部件之间的交互。利用具有定时的或响应的 US 发射的传感器 120 来执行信号注入。传感器 120 被放置在要被突出显示的设备 102 的端部处。示出了由传感器/应答器 120 在来自探头 122 的一个成像帧期间接收到的范例信号 136。在来自成像探头 122 的波束进行扫掠时,传感器 120 感测超声信号 136。分析该信号 136 以提取帧重复周期 T,以及在传感器 120 处的最大信号的到达时间  $t_0$ 。在一个或两个(或多个)帧以后(138),传感器 120 被切换到发送模式并发射脉动(例如在  $t_0+T$  或  $t_0+2T$  时)。扫描器 125 将脉动解释为来自传感器 120 的位置的高回波,因此在图像 150 上对传感器 120 进行突出显示。

[0028] 系统 100 识别最大值相对于曲线 144 和 146 中的线触发器信息的位置及其计时。在一个(或多个)帧周期 138 以后,由传感器/应答器 120 将信号 141 以适当的计时注入回到探头 122,以生成亮标记 142,其中,传感器 120 被定位在显示器 118 上并且在显示器 118 上可见。

[0029] 参考图 3,需要估计成像探头的帧率 T。这是通过在相当长的时间  $T_{est}$  上收听接收到的信号(例如以 40Hz 记录 10 帧,即四分之一秒)并分析该信号的主周期(即通过傅里叶分析)来实现的。图 3 中描绘了接收到的轨迹 202。在轨迹 202 上,个体脉冲 204 与撞击传感器(设备 102 上的 120)的不同波束相对应(幅度随着波束更加接近并随后远离传感

器 120 而变化)。接着,随着以连续序列采集若干相同的帧,该样式被重复若干次。在时间 Test 期间由传感器 (120) 接收的轨迹 202 能够被用于估计系统的帧率 T。一旦这被完成,接收器系统分析具有长度  $T_{\text{检测}}$  的轨迹 (理想地  $T < T_{\text{检测}} < 2T$ )。

[0030] 参考图 4,描绘了这些具有长度  $T_{\text{检测}}$  的轨迹 204 中的一个。注意到,对这些轨迹 204 的采集不与各帧同步。该系统搜索该轨迹的时间最大值  $t_0$ 。该最大值与在来自发送事件的、与传感器 120 最佳对准的脉动到达传感器 120 时的时刻相对应。在时间  $T_{\text{检测}}$  (例如这里  $T_{\text{检测}} = 1.2T$ ) 期间由传感器 120 接收到的轨迹被用于找出最“同轴”的发送到达传感器 120 的时间  $t_0$ 。 $t_0$ 简单地是轨迹 204 的时间最大值。

[0031] 作为对用于识别最靠近传感器 120 的波束和到达时间的简单峰值检测的替代,拟合曲线或轨迹 204 (例如在  $T_{\text{est}}$  期间由传感器 120 接收的信号),并关于简单的信号模型 (例如高斯) 将曲线 204 拟合到各脉动的局部最大值可以是有利的。

[0032] 接下来,声学信号被注入回到成像探头 122 中,以创建来自传感器位置的回波。还能期望被注入的声学信号闪烁 (“注入打开”的短时段与“注入关闭”的时段交替)。人类眼睛对闪烁信号更敏感。在其他实施例中,可以对声学回波给予视觉效果以改变其大小、改变其形状或改变其视觉属性。这些视觉效果可以通过从传感器 120 生成或发回的信号而被引入。如果视频流被捕捉到并被同步到信号采集和注入设置,则能够生成差分图像来突出显示被注入的信号 (从“闪烁打开”图像减去“闪烁关闭”图像)。在仅需访问来自扫描器 125 的视频数据的整个图像处理链中,差分图像能够被增强并被重叠在原始图像上。

[0033] 针对图 5,说明性地描述了两个实施例:传感器 120 是应答器 (能够利用慢 T/R 切换器而被切换到发送模式中);或者使用近距离的两个换能器,一个是用于信号检测的接收器而另一个是用于信号注入的发送器。在任一种方式中,图 5 中概述的事件的序列都适用。

[0034] 参考图 5,说明性地示出了在应答器实施例中用于帧率评估、峰值脉动检测以及脉动注入的事件的序列。注意到,外部系统的时钟可以完全独立于 US 扫描器的时钟。使用相对长的周期 225 ( $T_{\text{est}}$ ) (足够长以充裕地跨越数十个帧) 来估计成像系统的帧率。接着,峰值检测时段 221 (接收模式、较暗的色调) 与信号注入时段 223 (发送模式、较亮的色调) 交替。如果在时间  $t_0$  处检测到信号峰值,则在  $t_0+2T$  时注入信号;这在其被检测到之后的两个帧时创建了 在应答器的位置处的人造回波。检测事件 224 被描绘为圆头的,而注入事件 226 是箭头。

[0035] 在检测之后,在时间  $t_0+nT$  处从应答器或发送器发出脉冲,其中 n 是整数,优选地  $n = 1$  (发送器实施例) 或  $2$  (应答器实施例)。这具有这样的效果,即创建看起来是在检测帧之后的 n 个帧时来自传感器位置的人造回波。可以重复对反馈信号的轨迹分析和注入,以实现传感器 120 的位置。还可以周期性地重复帧率估计,以考虑在用户改变成像设定时可能的参数变化 (成像模式、设定以及深度都可能影响帧率)。

[0036] 参考图 6,示出了根据一个实施例的用于突出显示仪器的位置的方法。在方框 402 中,估计成像探头的帧率。在方框 404 中,估计帧率可以包括在一段时间上收听接收到的信号,并分析接收到的信号以确定其主周期。

[0037] 在方框 406 中,分析轨迹以确定它们是否在检测窗内,从而找出与被安装在仪器上的传感器或标记设备的位置最佳匹配的时间最大值,由此确定到达时间。检测窗包括在

T 与 2T 之间的检测时间  $T_{\text{检测}}$ ，其中，T 是帧率。

[0038] 在方框 408 中，使用成像探头上的应答器或收发器（发送器）将声学反馈信号注入到成像探头中，以对从被安装在仪器上的传感器返回的回波进行仿真。在方框 410 中，在从探头接收初始脉动之后一个或两个帧时，注入声学反馈信号。帧的数量 n 可以大于 1 或者也可以大于 2。在一个实施例中，当传感器包括发送器时  $n = 1$ ，而当传感器包括应答器时  $n = 2$ 。

[0039] 在方框 412 中，在图像中显示标记以识别仪器的位置。在方框 414 中，在图像中显示标记可以包括令标记在图像中闪烁。还可以采用其它图像效果。在一些实施例中，可以对声学回波（仿真回波）给予视觉效果以改变其大小、改变其形状或改变其视觉属性。例如，可以在图像中显示诸如三角形、圆形、椭圆形、线条等的形状。这些视觉效果可以通过由扫描器（例如针对应答器应用）生成的、或由传感器（120）发回或生成的信号而被引入。

[0040] 参考图 7，示出了根据一个实施例的用于突出显示仪器的位置的另一方法。在方框 502 中，将仪器插入超声视场里面。在方框 504 中，估计正在采用的成像模式的帧率 (T)。在方框 506 中，通过被安装在仪器上的传感器或标记设备来确定接收到的信号相对于原点的时间最大值 ( $t_0$ )。在方框 508 中，传感器被切换到发送模式。在方框 510 中，在时间  $t_1 = t_0 + nT$  (n 是整数) 处从传感器发射脉冲，使得脉冲朝向成像探头传播并且后续信号由扫描机进行波束成形。帧的数量 n 可以大于 1 或者也可以大于 2。在一个实施例中，当传感器包括发送器时  $n = 1$ ，而当传感器包括应答器时  $n = 2$ 。在方框 512 中，在图像中显示来自传感器位置的回波。在方框 514 中，在图像中令在图像中显示的回波闪烁。还可以采用如以上描述的其他图像效果。

[0041] 在解释权利要求书时，应当理解：

[0042] a) 词语“包括”不排除给定的权利要求中列出的那些之外的其他元件或动作的存在；

[0043] b) 元件前面的词语“一”或“一个”不排除存在多个这样的元件；

[0044] c) 权利要求中的任何附图标记均不限制它们的范围；

[0045] d) 可以由同一项目或硬件或软件实施的结构或功能来表示若干“单元”；并且

[0046] e) 除非明确地指出，否则不特意要求动作的具体顺序。

[0047] 已经描述了用于对介入仪器的声学突出显示的优选实施例（所述优选实施例旨在是说明性的而不是限制性的），注意到本领域技术人员鉴于以上教导可以做出修改和变型。因此应当理解，可以在本文中如权利要求书概括的那样公开的实施例的范围内，对所公开的公开内容的特定实施例中做出改变。因此已经描述了专利法所要求的细节和特性，在权利要求书中阐述了由专利证书要求并且期望被保护的内容。

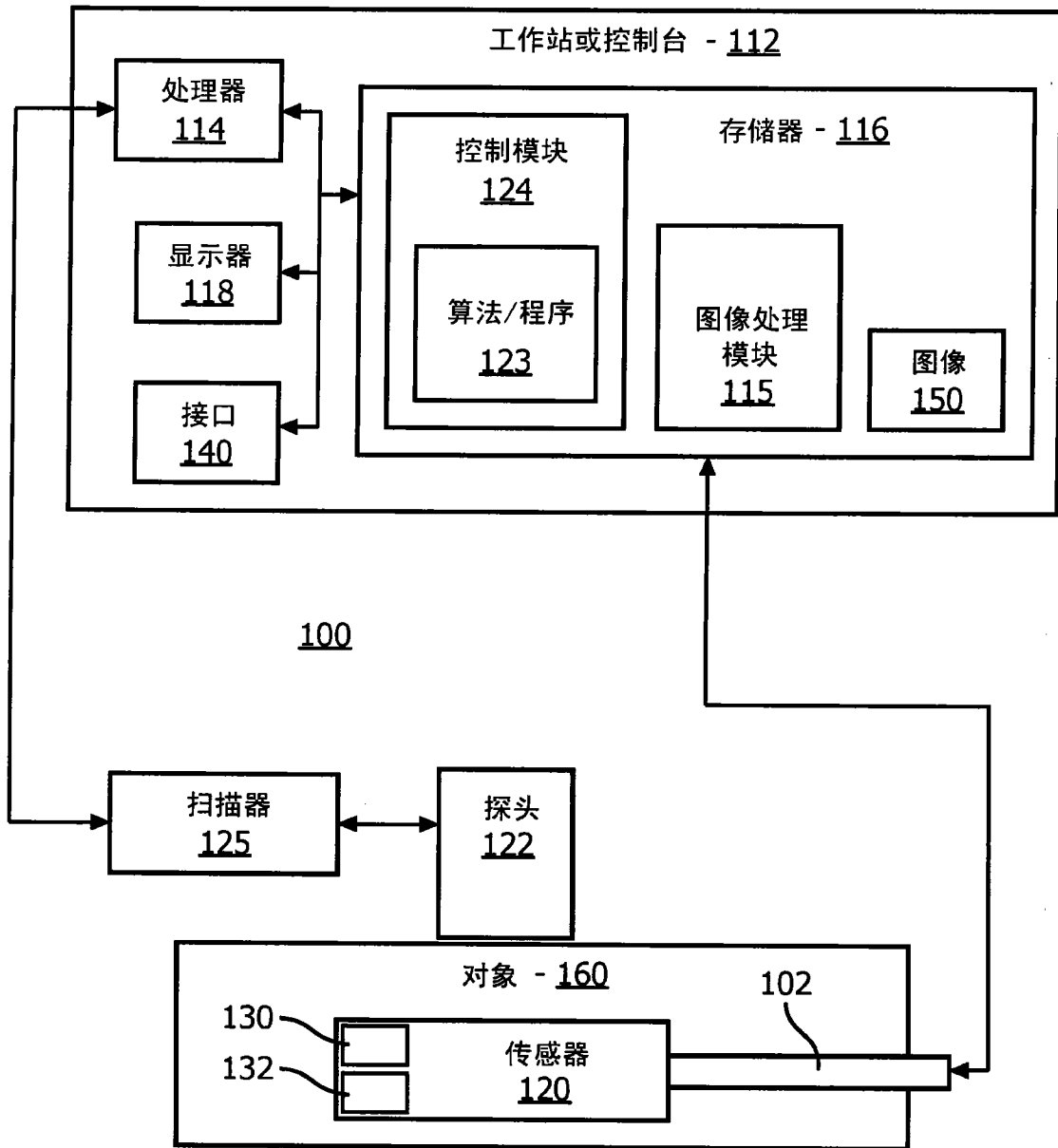


图 1

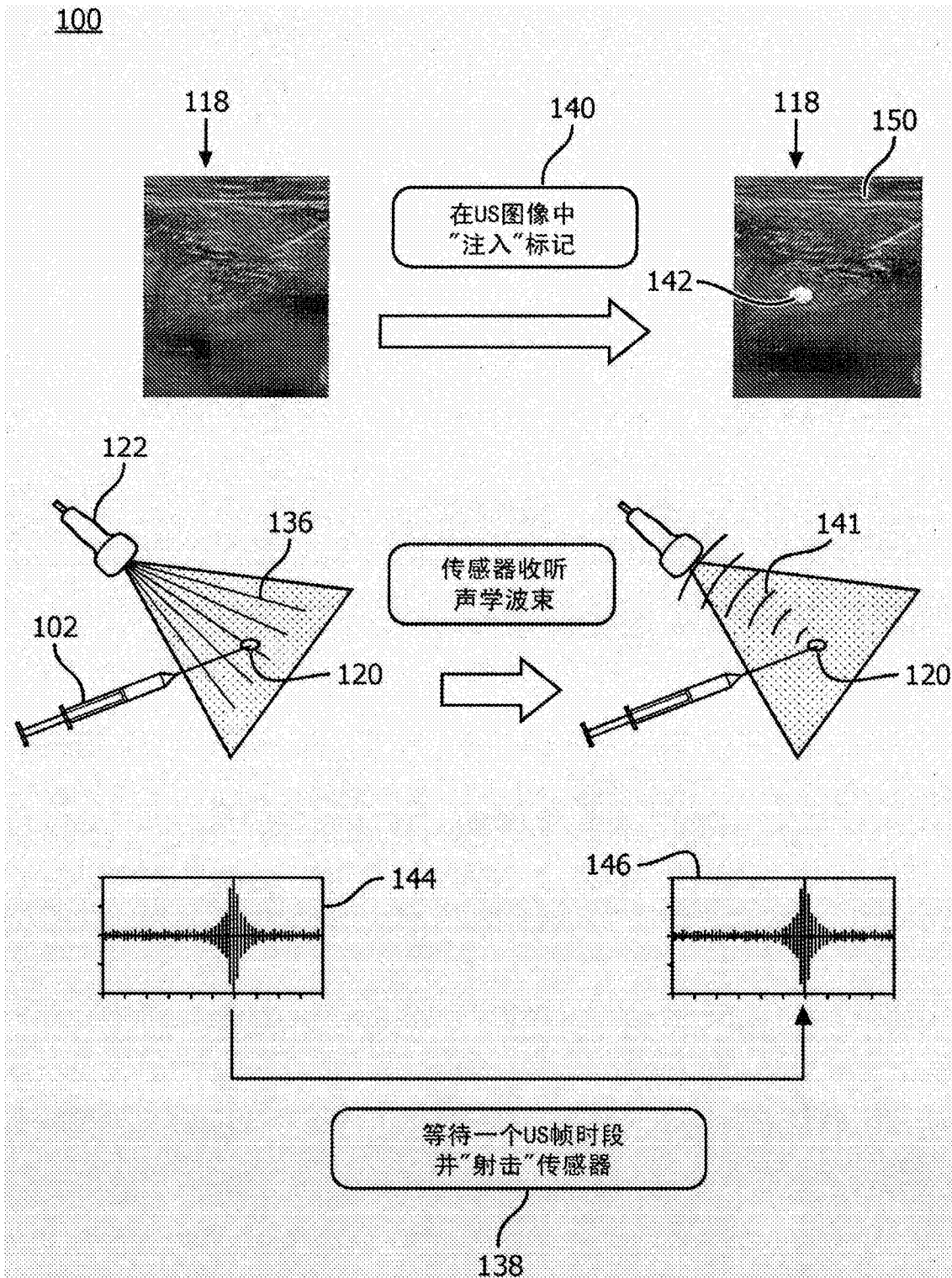


图 2

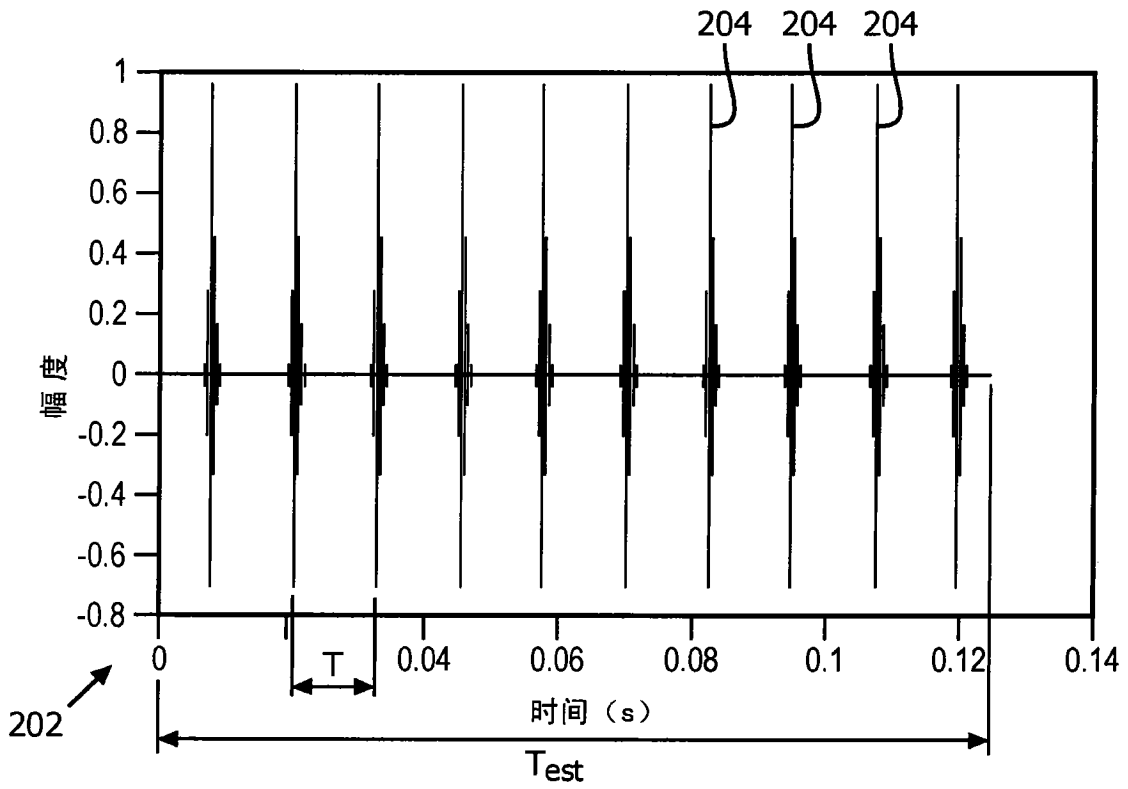


图 3

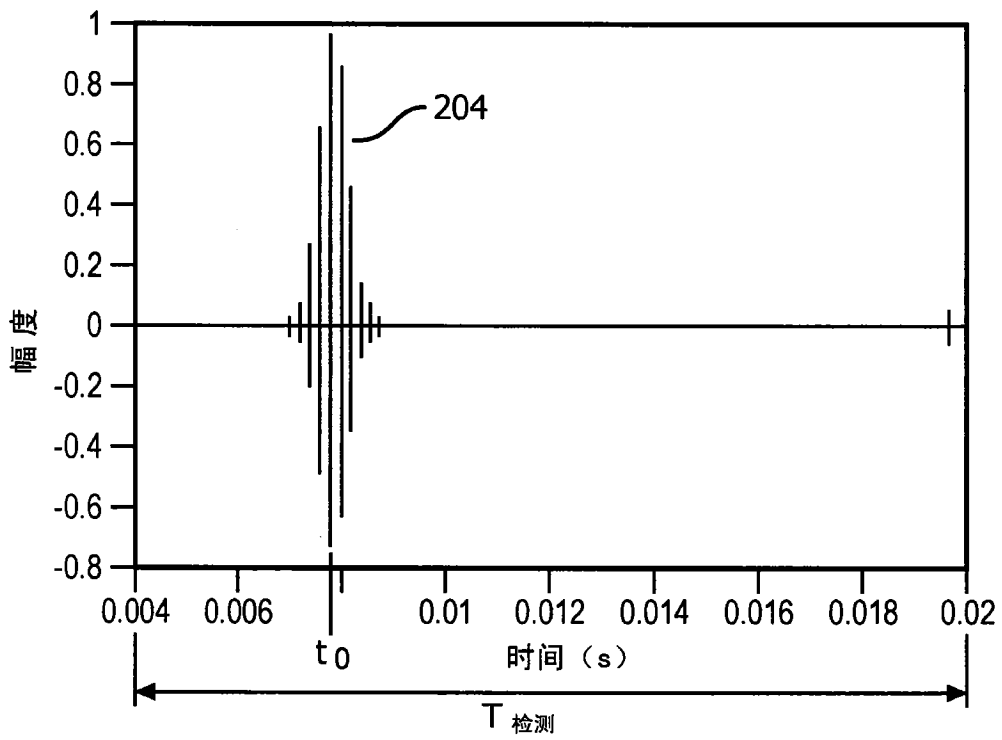


图 4

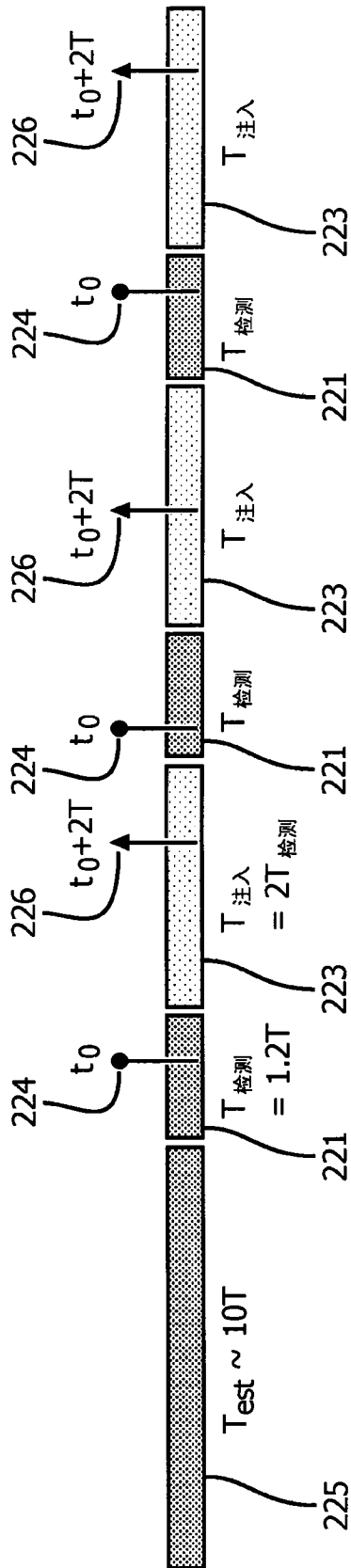


图 5

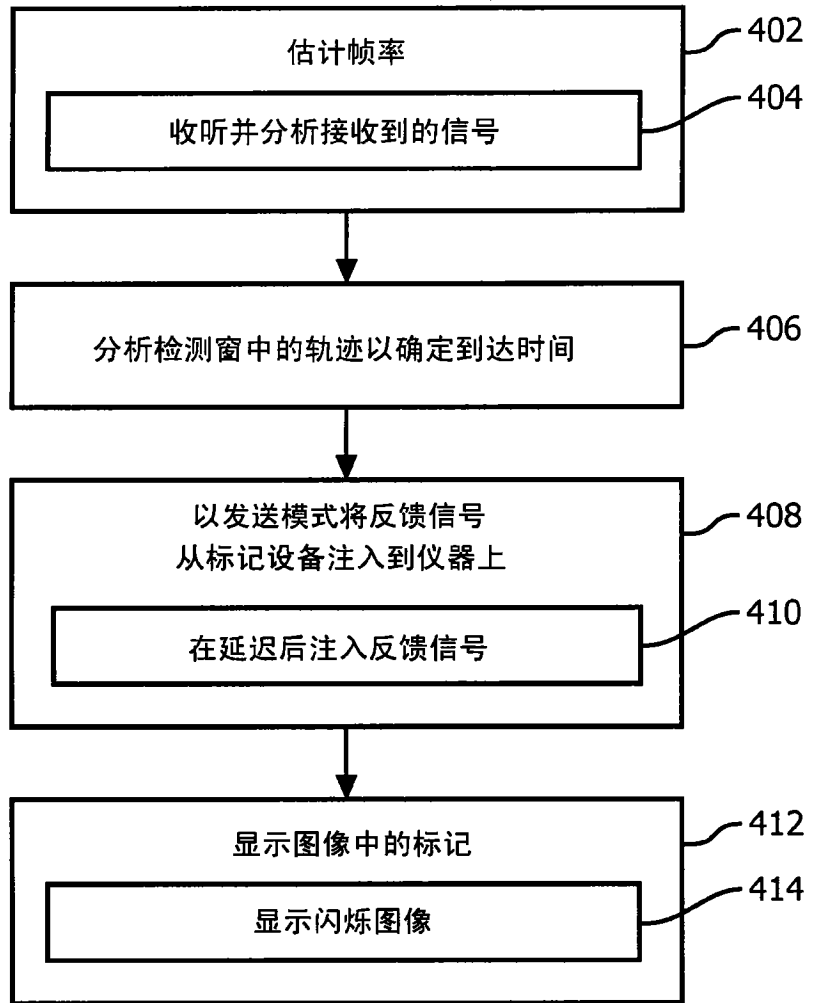


图 6

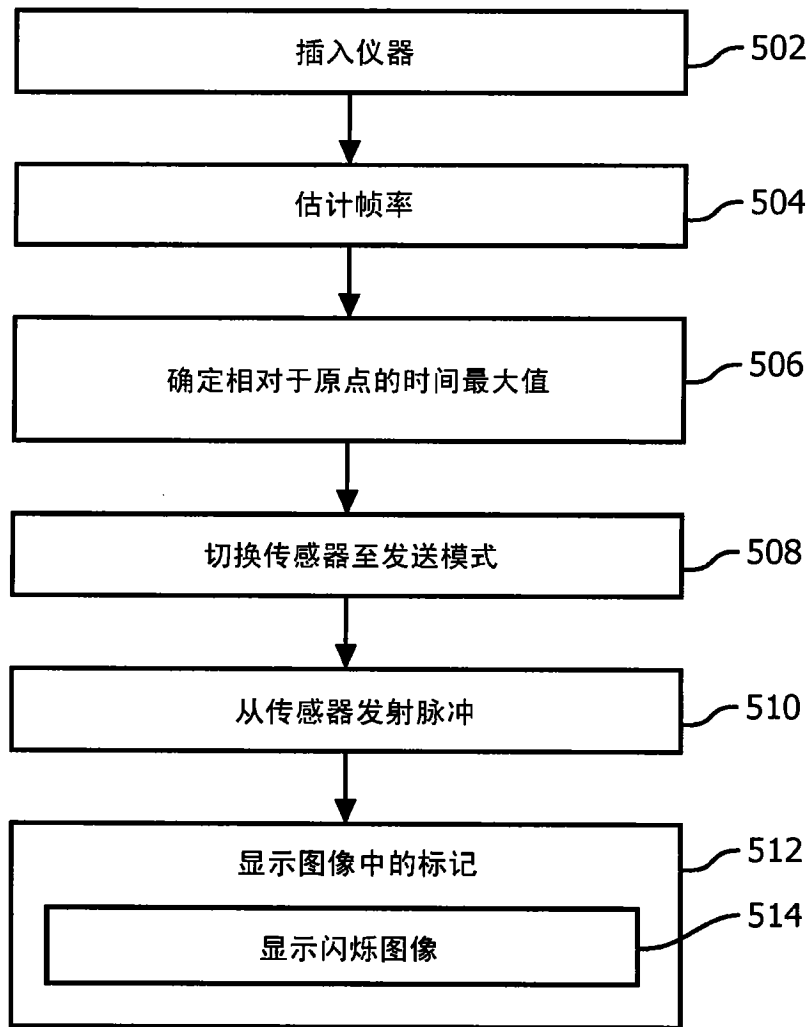


图 7

专利名称(译)	对介入仪器的声学突出显示		
公开(公告)号	<a href="#">CN105431092A</a>	公开(公告)日	2016-03-23
申请号	CN201480037190.2	申请日	2014-06-27
[标]申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦有限公司		
[标]发明人	FGGM维尼翁 AK贾殷		
发明人	F·G·G·M·维尼翁 A·K·贾殷		
IPC分类号	A61B8/08 G01S15/89		
CPC分类号	A61B8/0841 A61B8/463 A61B8/58 A61B2034/2063 A61B2090/3784 A61B2090/3929 G01S7/52073 G01S15/74 G01S15/899 G06T7/73 A61B8/5207 G06T7/0012 G06T2207/10132 G06T2207/30204		
代理人(译)	李光颖 王英		
优先权	61/840506 2013-06-28 US		
其他公开文献	CN105431092B		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

一种用于在图像中突出显示仪器的系统包括用于发送和接收超声能量的探头(122)以及被配置为响应接收到的超声信号并在延迟后发射超声信号的标记设备(120)。医学仪器(102)包括所述标记设备。控制模块(124)被存储在存储器中，并且被配置为解释从探头和从在探头处的标记设备接收到的超声能量，以确定医学仪器的三维位置，从而在图像中突出显示标记设备的位置。

