



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 105338906 A

(43) 申请公布日 2016. 02. 17

(21) 申请号 201480036931. 5

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司
72002

(22) 申请日 2014. 06. 30

代理人 李光颖 王英

(30) 优先权数据

61/840, 503 2013. 06. 28 US

(51) Int. Cl.

A61B 8/08(2006. 01)

(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/IB2014/062714 2014. 06. 30

(87) PCT国际申请的公布数据

W02014/207728 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 A·K·贾殷 F·G·G·M·维尼翁

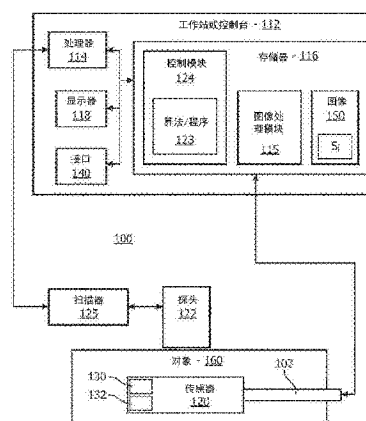
权利要求书2页 说明书8页 附图7页

(54) 发明名称

到超声图像中的形状注入以实时校准波束样式

(57) 摘要

一种用于在图像中突出显示器械的系统包括：探头(122)，其用于向一体积发射超声能量并从所述体积接收超声能量；标记物设备(120)，其被配置为对接收到的超声信号做出响应并在一定延迟之后发出超声信号。所述超声信号包括一个或多个脉冲，所述一个或多个脉冲被配置为当被绘制时生成在图像内一位置处的给定大小的标记物。医学器械(102)被设置在所述体积中并且包括所述标记物设备。控制模块(124)被存储在存储器中，并且被配置为解读从所述探头和从所述标记物设备接收到的所述超声能量以确定所述医学器械的三维定位，并且被配置为利用所述标记物在所述图像中突出显示所述标记物设备的所述三维定位。



1. 一种用于在图像中注入形状的系统,包括:

探头 (122),其用于向一体积发射超声能量并从所述体积接收超声能量;

标记物设备 (120),其被配置为对接收到的超声信号做出响应并在一延迟之后发出超声信号,所述超声信号包括一个或多个脉冲,所述一个或多个脉冲被配置为当被绘制时生成在图像内一位置处的给定大小的标记物;

医学器械 (102),其被设置在所述体积中并且包括所述标记物设备;以及

控制模块 (124),其被存储在存储器中,并且被配置为解读从所述探头和从所述标记物设备接收到的所述超声能量以确定所述医学器械的三维定位,并且被配置为利用所述标记物在所述图像中突出显示所述标记物设备的所述三维定位。

2. 如权利要求 1 所述的系统,其中,所述标记物设备 (120) 包括应答器,并且所述应答器包括用于从接收模式改变为发射模式的开关。

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

4. 如权利要求 1 所述的系统,其中,在所述探头处,从所述标记物设备 (120) 接收到的所述超声能量在时间 t_0+nT+S_i 时被注入,其中, t_0 为由所述标记物设备接收到的信号的时间最大值, T 为帧率, n 为整数并且 S_i 包括形状脉冲。

5. 如权利要求 1 所述的系统,还包括图像处理模块 (115),所述图像处理模块被配置为将所注入的信号的位置和形状与所述标记物的位置和形状的屏幕上视频输出进行比较,以确定波束形成与扫描转换参数。

6. 如权利要求 1 所述的系统,其中,所述标记物随时间改变形状、大小和视觉属性中的一种。

7. 如权利要求 1 所述的系统,其中,所述标记物被配置为指示所述标记物设备的位置。

8. 如权利要求 1 所述的系统,其中,所述标记物被配置为指示参考位置。

9. 一种用于在图像中注入形状的系统,包括:

探头 (122),其用于向一体积发射超声能量并从所述体积接收超声能量;

标记物设备 (120),其被配置为对接收到的超声信号做出响应并在一延迟之后发出超声信号,所述超声信号包括一个或多个脉冲,所述一个或多个脉冲被配置为当被绘制时生成在图像内一位置处的给定大小的标记物;

医学器械 (102),其被设置在所述体积中并且包括所述标记物设备;以及

工作站 (112),其包括处理器和存储器,所述存储器存储:

控制模块 (124),其被配置为解读从所述探头和从所述标记物设备接收到的所述超声能量以确定所述医学器械的三维定位,并且被配置为利用所述标记物在所述图像中突出显示所述标记物设备的所述三维定位;以及

图像处理模块 (115),其被配置为将所注入的信号的位置和形状与所述标记物的位置和形状的屏幕上视频输出进行比较,以确定波束形成参数。

10. 如权利要求 9 所述的系统,其中,所述标记物设备 (120) 包括应答器,并且所述应答器包括用于从接收模式改变为发射模式的开关。

11. 如权利要求 9 所述的系统,其中,所述标记物设备 (120) 包括具有接收器和发射器的收发器。

12. 如权利要求 9 所述的系统, 其中, 在所述探头处, 从所述标记物设备 (120) 接收到的所述超声能量在时间 t_0+nT+S_i 时被注入, 其中, t_0 为由所述标记物设备接收到的信号的时间最大值, T 为帧率, n 为整数并且 S_i 包括形状脉冲。

13. 如权利要求 9 所述的系统, 其中, 所述标记物随时间改变形状、大小和视觉属性中的一种。

14. 如权利要求 9 所述的系统, 其中, 所述标记物被配置为指示所述标记物设备的位置。

15. 如权利要求 9 所述的系统, 其中, 所述标记物被配置为指示参考位置。

16. 一种用于在图像中提供成形的标记物的方法, 包括:

估计 (402) 成像探头的帧率;

分析 (406) 探测窗口内的踪迹以寻找最佳地匹配被安装在器械上的标记物设备的位置的时间最大值, 以确定到达时间;

通过从所述标记物设备向所述成像探头发出延迟信号来将声学反馈信号注入 (408) 到所述成像探头中, 所述延迟信号包括一个或多个定时脉冲, 以模拟从所述标记物设备返回的回波中的标记物形状; 并且

在图像中显示 (412) 所述标记物形状以识别所述器械的位置。

17. 如权利要求 16 所述的方法, 其中, 注入 (408) 所述声学反馈信号包括在 t_0+nT+S_i 时将所述声学反馈信号注入帧中, 其中, t_0 为由所述传感器接收到的信号的时间最大值, T 为帧率, n 为整数并且 S_i 包括形状脉冲。

18. 如权利要求 16 所述的方法, 其中, 显示所述标记物形状包括随时间改变所述标记物的形状、大小和视觉属性中的一种。

19. 如权利要求 16 所述的方法, 其中, 显示所述标记物形状包括选择所述标记物的形状、大小和位置以提供参考。

20. 如权利要求 16 所述的方法, 还包括: 将所述延迟信号的位置和形状与所述标记物的位置和形状的屏幕上视频输出进行比较 (418), 以确定扫描器的波束形成与扫描转换参数。

到超声图像中的形状注入以实时校准波束样式

技术领域

[0001] 本公开内容涉及医学器械,并且更具体地涉及用于使用声学在图像中利用特殊形状来突出显示器械的系统和方法。

背景技术

[0002] 针、导管以及其他介入工具归因于它们的镜面反射性质和不适宜的入射角度而常常难以在超声下可视化。一种用于在超声引导下标记针顶端的解决方案是在针的顶端处嵌入小的超声传感器。这样的传感器接收随着来自超声成像探头的成像波束扫掠视场而撞击在传感器上的直接超声信号。已经提出了使用这些信号在超声图像中突出显示换能器的位置的不同方法。这些方法依赖超声从成像探头到传感器的飞行时间来估计传感器的距离坐标,并且依赖随着成像波束扫掠视场而接收到的信号的强度来重新获得横向坐标。为了估计飞行时间,必须能够利用扫描器的线触发器事件,并且为了估计横向坐标,必须能够利用帧触发器事件并且能够利用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器械的系统包括:探头,其用于向一体积发射超声能量并从所述体积接收超声能量;以及标记物设备,其被配置为对接收到的超声信号做出响应并在一延迟之后发出超声信号。所述超声信号包括一个或多个脉冲,所述一个或多个脉冲被配置为当被绘制时生成在图像内一位置处的给定大小的标记物。医学器械被设置在所述体积中并且包括所述标记物设备。控制模块被存储在存储器中,并且被配置为解读从所述探头和所述标记物设备接收到的所述超声能量以确定所述医学器械的三维定位,并且被配置为利用所述标记物在所述图像中突出显示所述标记物设备的所述三维定位。

[0004] 另一种用于在图像中注入形状的系统包括:探头,其用于向一体积发射超声能量并从所述体积接收超声能量;以及标记物设备,其被配置为对接收到的超声信号做出响应并在一延迟之后发出超声信号。所述超声信号包括一个或多个脉冲,所述一个或多个脉冲被配置为当被绘制时生成在图像内一位置处的给定大小的标记物。医学器械被设置在所述体积中并且包括所述标记物设备。工作站包括处理器和存储器。所述存储器存储控制模块和图像处理模块,其中,所述控制模块被配置为解读从所述探头和从所述标记物设备接收到的所述超声能量以确定所述医学器械的三维定位,并且被配置为利用所述标记物在所述图像中突出显示所述标记物设备的所述三维定位,所述图像处理模块被配置为将所注入的信号的位置和形状与所述标记物的位置和形状的画面输出进行比较,以确定波束形成参数。

[0005] 一种用于在图像中提供成形的标记物的方法包括:估计成像探头的帧率;分析探测窗口内的踪迹以寻找最佳地匹配被安装在器械上的标记物设备的位置的时间最大值,以确定到达时间;通过从所述标记物设备向所述成像探头发出延迟信号来将声反馈信号注入

到所述成像探头中,所述延迟信号包括一个或多个定时脉冲,以模拟从所述标记物设备返回的回波中的标记物形状;并且在图像中显示所述标记物形状,以识别所述器械的位置。

[0006] 根据要与附图结合阅读的本公开内容的说明性实施例的以下详细描述,本公开内容的这些和其他目的、特征以及优点将变得明显。

附图说明

[0007] 本公开内容将参考以下附图来详细呈现对优选实施例的以下描述,其中:

[0008] 图 1 为示出根据一个实施例的用于在超声图像中提供成形的、声学绘制的标记物的系统的方框/流程图;

[0009] 图 2 为示出根据一个实施例的用于提供成形的、声学绘制的标记物的系统的概念图;

[0010] 图 3 为示出根据其他实施例所示出的具有成形的、声学绘制的标记物的图像的图;

[0011] 图 4 为示出根据一个实施例的用于估计帧率的超声脉冲的幅度对时间的标绘图;

[0012] 图 5 为示出根据一个实施例的用于确定探测时间的超声脉冲的幅度对时间的标绘图;

[0013] 图 6 为示出根据一个实施例的发生在器械/工具的标记物设备与探头之间的事件的事件时间线;并且

[0014] 图 7 为示出根据一个说明性实施例的用于在超声图像中提供成形的声学绘制的标记物的方法的流程图。

具体实施方式

[0015] 根据本发明的原理,系统和方法准许使用特殊形状和/或效果来突出显示传感器的位置。将一个或多个传感器采用在医学设备(例如,介入设备)上,以在恰当的时间时将声学信号“注入”到超声(US)图像里。该注入的声学信号将被扫描器感知作为对其自身声场的响应。信号被扫描器的波束形成管线处理,并最终被可视化在 US 图像上。应当注意,尽管我们可能并不知道声波被扫描器发射时的时间,然而声波将在传感器上创建信号,所述信号用于突出显示传感器。当设备被插入到 US 区域里时,运行一次性校准步骤以估计正被使用的成像模式的帧率(T)。第二,相对于任意原点,寻找由传感器接收到的信号的时间最大值(t_0)。第三,将传感器切换到发射模式,并且在时间 $t_1 = t_0 + nT + S_1$ 时从传感器发出脉动, n 为整数并且 S_1 提供用于生成一个或多个期望形状的脉冲(时间)。该脉动朝成像探头传播,并且后续信号被扫描机器进行波束形成。最终视觉显示示出来自传感器定位并且具有一个或多个期望形状的回波。

[0016] 压电传感器用于将特殊时间声学信号注入到组织里。由于 US 扫描器将把该信号感知为其自身“反射的”声波的部分,因此 US 扫描器将把该信号放置在 US 图像里。应当注意,归因于扫描器的原始声波的发射损失和吸收损失,所注入的信号将具有超过从组织反射的信号例如大于 30dB 的信号优势。更显著地,在信号注入期间提供特殊时间样式。这些样式将引起在 US 图像中的经规划的特殊形状。被注入的形状能够包括在图像中的如自动注入系统所期望的任何形状、大小和位置的同心圆、椭圆、箭头、线条、曲线、十字叉、三维目

标等。应当注意,该形状能够被“永久性地”注入到图像中,使得用户能够一直看到它,或者仅被瞬时地注入到一个单个 US 帧中,使其实际上对用户不可见。这些形状或标记物被提供为标记工具位置,或者可以用于被偏移以实时地指示或跟踪其他有用的位置。本实施例描述了 2D 图像(例如,右侧波束和侧左波束,以及 2D 形状);然而 2D 阵列、图像和形状可以被扩展并且包括 3D 阵列、图像和形状。

[0017] 额外地,由于大多数 US 扫描器还提供视频输出,因此能够将视频输出信号与所注入的信号一起进行分析,以定量地估计内部波束形成与扫描转换参数。由于所注入的信号的大致位置和形状是已知的,因此,先验的自动算法能够从 US 图像挑选形状的精确位置和大小(内部参数的函数)。然后能够将该位置和形状与所估计的注入的形状进行比较。优化例程然后能够估计内部波束形成与扫描转换参数。基于当前参数,现在能够注入新的形状。能够通过注入并探测为变化的大小/位置的经更新的形状来以闭环方式按次序地执行该处理。例如,形状能够随着参数变得已知而以椭圆开始并以两个同心圆结束。能够被自动估计的参数包括波束角度、绝对波束射出(fire)时间、左侧波束数目、右侧波束数目、深度等。能够将该完整的自校准处理向用户示出或保持“不可见”。

[0018] 本发明的原理准许较少依赖对特定扫描器数据的可用性来精确定位器械的位置。例如,不再需要来自扫描器的帧、线触发器和波束形成参数。这允许装备超声的工具为自容式的(不需要与扫描器的低层次接口连接),因此允许它们可与来自任何供应商的超声机器的广泛安装基础一起使用。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在飞行中的(on-the-fly)反向工程研究,所述关键性参数例如为帧率和线触发器位置、到扫描器的接收信号路径的模拟声学信号注入等。

[0019] 应当理解,本发明将关于针来进行描述;然而,本发明的教导要宽泛得多并且可应用于通过声学能量跟踪的任何医学器械或其他器械。在一些实施例中,本发明的原理被采用在跟踪或分析复杂的生物系统或机械系统中。尤其地,本发明的原理可应用于生物系统的内部跟踪流程,在诸如肺、胃肠道、排泄器官、血管等的身体的全部区中的流程。附图中描绘的元件可以以硬件与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。本发明的实施例可以被采用在器械在超声引导下被插入身体中的任何时间,这包括针流程(活检、消融、麻醉、疼痛管理、脓疡引流等)、导管流程(心脏修复、电生理学等)或任何其他流程。

[0020] 附图中所示出的各个元件的功能能够通过使用专用硬件以及与能够运行适当的软件相关联的软件的硬件来提供。当由处理器提供时,所述功能能够由单个专用处理器、由单个共享处理器或由多个个体处理器(它们中的一些能够被共享)来提供。此外,对术语“处理器”或“控制器”的明确使用不应被解释为专指能够运行软件的硬件,并且能够隐含地包括而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。

[0021] 此外,在本文中记载本发明的原理、各方面和实施例以及其特定范例的所有陈述旨在涵盖其结构和功能上的等价物。额外地,这样的等价物旨在包括当前已知的等价物以及未来开发的等价物(即,执行相同功能的所开发的任何元件而无论其结构如何)。因此,例如,本领域技术人员应当认识到,在本文中呈现的方框图表示实施本发明的原理的图示性系统部件和/或电路的概念视图。类似地,应当认识到,任何流程图表、流程图等表示基

本上可以被表示在计算机可读存储媒介中并且因此可以由计算机或处理器来运行的各种过程,而无论这样的计算机或处理器是否被明确示出。

[0022] 此外,本发明的实施例能够采取计算机程序产品的形式,所述计算机程序产品可从计算机可用存储介质或计算机可读存储介质存取,所述计算机可用存储介质或计算机可读存储介质提供用于由计算机或任何指令运行系统使用或者与计算机或任何指令运行系统结合使用的程序代码。出于本说明书的目的,计算机可用存储介质或计算机可读存储介质能够是可以包括、存储、通信、传播或输送用于由指令运行系统、装置或设备使用或与指令运行系统、装置或设备结合使用的程序的任何装置。所述介质能够是电子、磁性、光学、电磁、红外或半导体系统(或装置或设备)或传播介质。计算机可读介质的范例包括半导体存储器或固态存储器、磁带、可移动计算机软盘、随机存取存储器(RAM)、只读存储器(ROM)、硬磁盘以及光盘。光盘的当前范例包括压缩盘-只读存储器(CD-ROM)、压缩盘-读/写(CD-R/W)、Blu-Ray™以及DVD。

[0023] 现在参考附图并且首先参考图1,图示性地示出了根据一个实施例的系统100,在附图中,同样的附图标记表示相同或相似的元件。系统100可以包括工作站或控制台112,从所述工作站或控制台112能够监督和/或管理流程。工作站112优选地包括一个或多个处理器114以及用于存储程序和应用的存储器116。存储器116可以存储被配置为处理来自超声扫描器125的信号的图像处理模块115。模块115被配置为将US信号用于重建与医学设备、器械或工具102和/或其周围区域相关联的结构变形、偏斜以及其他改变。医学设备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。

[0024] 将声学传感器(包括发射器或应答器)120安装在要被突出显示的医学器械102上。诸如US探头122的探头122被提供用于扫描患者或对象160。探头122能够进行接收(以感测由探头122进行的信号发出)。在探头122处接收到的信号被耦合到简单数据分析与控制模块124,所述简单数据分析与控制模块124被存储在存储器116中并且能够在算法/程序123(例如,快速傅里叶变换(FFT)、最大识别、任选地,曲线拟合等)中进行一定量的信号处理。应当理解,如所指示的,可以将控制模块124和图像处理模块115组合在单个部件中或者单独地提供控制模块124和图像处理模块115。

[0025] 在具体有用的实施例中,将超声传感器120放置在(例如)针的顶端处。随着来自成像探头122的波束扫描视场,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,以及最大信号在传感器120处的到达时间 t_0 。一个或多个帧之后,将传感器120切换到发射模式并(例如,在 t_0+T+S_i 或 t_0+nT+S_i 时,其中,n为整数)发出包括形状效果 S_i 的脉冲。扫描器125将该脉冲解读为来自传感器120的位置的高回波,因此在图像150上突出显示传感器120,并且继而突出显示器械102,即使是在轻微的平面外对准的情况下。

[0026] 在具体有用的实施例中,超声传感器或标记物设备120包括接收功能130和发射功能132。超声传感器120可以包括在要被突出显示的介入工具或器械102上的接收器/发射器对、具有发射器/接收器(T/R)开关的应答器或换能器。应答器为这样的设备:其响应于询问接收到的信号而发出识别信号。在成像探头122向介质中发出超声的同时,将在传感器120的接收器功能130处接收到的信号耦合到能够进行信号处理(FFT、最大识别、任

选地,曲线拟合等)和缓慢切换的数据分析控制模块 124。发射功能 132 被提供用于返回到介质中的声学信号注入(到要在控制模块 124 中被处理的探头 122)。在一个范例中,工具 102 上的传感器 120 包括应答器(其也被使用在发射模式中)。这可以要求较高的电压电路(几十伏特)并且需要将成像探头 122 的频率与应答器的频率(不需要在扫描器的接收信号路径中将来自应答器的信号过滤到)进行合理地匹配。应答器也可以包括发射/接收(T/R)开关,以在接收模式与发射模式之间切换。在另一范例中,用于发射功能 132 的额外的超声发射器可以被接近接收器功能 130 地放置在设备上(或者作为收发器被共同定位,使得接收的信号和发射的信号具有共同的定位)。这消除了对 T/R 开关的需要并简化了探测/注入软件。

[0027] 显示器 118 示出传感器的定位,并且包括所注入的信号(S_i)的形状或视觉效果。显示器 118 也可以准许用户与工作站 112 及其部件和功能交互,或者与系统 100 内的任何其他元件交互。这通过接口 140 得到进一步促进,所述接口 140 可以包括键盘、鼠标、操纵杆、触觉设备,或用于准许来自工作站 112 的用户反馈和与工作站 112 的交互的任何其他外围设备或控制设备。

[0028] 在另一实施例中,来自扫描器 125 和具有传感器 120 的器械 102 的视频输出用于计算器械 102 在任何给定时间时的 3D 定位。视频输出信号是可在商业扫描器上容易获得的,并被流到计算工作站 112 中。

[0029] 当传感器 120 被切换到发射模式并从此发出脉动时,该脉动朝成像探头 122 传播,并且后续信号由扫描器 125 进行波束形成。最终显示提供来自传感器定位的回波。例如,一个或多个帧之后,当传感器 120 被切换到发射模式时,可以在时间(t_0+T+S_i)时发出一系列脉冲,其中, S_i 确定在 US 图像上观察到的/标记出的形状。

[0030] 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相互作用。利用具有定时的 US 发出或响应性 US 发出的传感器 120 执行信号注入。传感器 120 被放置在被突出显示的设备 102 的顶端处。示出由该传感器/应答器 120 在一个成像帧期间从探头 122 接收到的范例信号 136。传感器 120 随着来自成像探头 122 的波束进行扫掠而感测超声信号 136。分析信号 136 以提取帧重复周期 T,以及最大信号在传感器 120 处的到达时间 t_0 。一个或两个(或更多个)帧之后(138),传感器 120 被切换到发射模式并且(例如在 t_0+T+S_i 时或 t_0+nT+S_i 时)发出脉冲。扫描器 125 将这—个或多个脉冲解读为来自传感器 120 的位置的高回波,因此在图像 150 上突出显示它。

[0031] 系统 100 识别最大值的位置以及其相对于来自标绘图 144 和 146 的线触发器信息的时间安排。一个(或多个)帧周期 138 之后,以适当的时间安排由传感器/应答器 120 将信号 141 注入回到探头 122,以生成传感器 120 位于其中并且在显示器 118 上可见的一个或多个明亮标记物 142、143、145、147。利用独特的形状来描绘图示性标记物 142、143、145、147。标记物 142 包括关于传感器 120 的精确定位的位置的同心圆。标记物 143 包括中心在传感器 120 的精确定位的位置上的星样形状。标记物 145 包括指向传感器 120 的精确定位的位置的箭头。标记物 147 包括指向传感器 120 的精确定位的位置的“X”形状。

[0032] 在具体有用的实施例中,如果 S_i 被固定到仅单个射出或脉冲射出并且被设定为 0,则在图像上看到的标记物将仅为一个点。在其他范例中,如果 S_i 被设定为 $-2t_0$ 、 $-1t_0$ 、0、 t_0 、 $2t_0$,则响应将为大致平行于水平轴的小线段。在扇形探头几何和弯曲探头几何中,该线段

的曲率将允许对波束形成与扫描转换参数的在飞行中的识别。应当注意,针对线性扫描器,以周期性时间空挡增加射出的数目将创建长的水平线。如果 S_i 被设定为 $-k(t_0+x)$, 其中, k 从 $-K$ 到 $+K$, 则在线性探头上创建倾斜的直线, 其中, 斜率取决于 x , 并且线段的长度取决于 K 。通过控制 x 并观察图像上的响应, 能够估计波束形成与扫描转换参数。 S_i 能够类似地被设定为各种函数, 以得到各种形状, 例如圆、椭圆、星等。

[0033] 应当注意, 该形状或标记物能够被“永久性地”注入到图像 150 中, 使得用户能够一直看到它, 或者仅瞬时地被注入到一个单个 US 帧中, 使得其实际上对用户不可见。额外地, 由于大多数 US 扫描器还提供视频输出 152, 因此能够对视频输出信号与所注入的信号一起进行分析, 以在图像处理器或处理模块 115 中定量地估计内部波束形成与扫描转换参数。

[0034] 在一个实施例中, 图像处理模块 115 使用被配置为从 US 图像 150 确定形状 (例如, 标记物 142、143、145、147) 的确切位置和大小自动算法或程序 154 来将所注入的信号 141 的大致位置和形状 (其为已知的、先验的) 与视频输出图像 152 进行比较。这能够是根据内部显示参数或像素分配等的。将该位置和形状与所估计的注入的形状进行比较。优化例程 156 然后能够估计内部波束形成与扫描转换参数。该比较可以被用作对位置的核查或者可以用于其他功能。例如, 基于对内部参数的当前估计, 现在能够在相同位置或不同位置处注入新的形状。应当注意, 能够通过注入并探测为变化的大小 / 位置的更新的形状来以闭环方式按次序地完成该处理。这能够用于强加闪烁效果、交替大小增大 / 减小、旋转或平移形状等。

[0035] 在一个范例中, 形状 (例如, 标记物 142、143、145、147) 能够随着参数变得已知而以椭圆开始并以两个同心圆结束。能够被自动估计的参数可以包括波束角度、绝对波束射出时间、左侧波束数目、右侧波束数目、深度等。该完全自校准处理可以被示于用户或被保持为“不可见”。

[0036] 参考图 3, 示出了具有在其中生成的不同线性形状的四幅图像 (150)。一幅图像 170 示出斜直线形状。另一图像 172 示出水平线形状。另一图像 174 示出短线段形状, 并且另一图像 176 示出分行线形状。直线能够被用作校准形状, 这是因为直线对于自动分割而言是简单且准确的。能够在图像中绘画或拾取不同的线。作为范例, 为了识别“起始”波束, 分行线 (176) 能够是非常有用的。另外, 系统能够使一个形状“闪现”, 进行一些分析, 并然后闪现第二帧, 依此类推, 直到识别出全部所需要的参数。在几个帧内 (例如, <1 秒), 全部参数应当是可获得的。假设波束形成参数是动态的, 但非实时改变的, 则能够使用图像处理模块 115 在背景中每隔几秒钟运行该例程, 以核查参数是否已经改变。备选地, 能够在每一次在来自扫描器 125 的帧抓取视频输出中观察到显著改变时, 触发该校准例程。

[0037] 参考图 4, 需要估计成像探头的帧率 T 。这是通过在相对长的时间 $T_{\text{估计}}$ (例如, 四分之一秒, 以例如 40Hz 记录 10 个帧) 内听取接收的信号并针对该信号的主导周期分析该信号 (即, 通过傅立叶分析) 来完成的。图 4 中描绘了接收的信号 202。在踪迹 202 上, 个体脉动 204 对应于击中传感器 (设备 102 上的 120) 的不同波束 (幅度随着波束接近并且然后远离传感器 120 而变化)。然后随着以连续序列采集若干相同的帧而重复该样式若干次。由传感器 (120) 在时间 $T_{\text{估计}}$ 期间接收到的踪迹 202 能够用于估计系统的帧率 T 。这完成后, 接收器系统分析长度为 $T_{\text{探测}}$ 的踪迹 (理想地, $T < T_{\text{探测}} < 2T$)。

[0038] 参考图 5, 描绘了长度为 $T_{\text{探测}}$ 的这些脉动 204 中的一个。应当注意, 对这些脉动 204 的采集并未与帧同步。系统搜索该踪迹的时间最大值 t_0 。该最大值对应于当来自最佳地与传感器 120 对准的发射事件的脉冲到达传感器 120 时的时刻。由传感器 120 在时间 $T_{\text{探测}}$ (例如, 这里 $T_{\text{探测}} = 1.2T$) 期间接收到的踪迹用于寻找大多数同轴发射到达传感器 120 时的时间 t_0 。 t_0 简单地作为脉动或踪迹 204 的时间最大值。

[0039] 代替用于识别最接近传感器 120 的波束和到达时间的简单峰值探测, 可以有利的, 将曲线或踪迹 204 (例如, 由传感器 120 在 $T_{\text{估计}}$ 期间接收到的信号) 拟合到个体脉冲的局部最大值或拟合到简单信号模型, 例如, 多项式或高斯。

[0040] 接下来, 将声学信号注入回到成像探头 122 中, 以创建来自传感器位置的回波。所注入的声学信号闪烁 (短的“注入开启”周期与“注入关闭”周期交替)。人眼对闪烁信号更为敏感。在其他实施例中, 可以对声学回波给予视觉效果, 以如所述的改变其大小、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 生成或发送返回的信号来引入。如果视频流被捕捉并被同步到信号采集与注入设置, 则能够生成差分图像以突出显示所注入的信号 (从“闪亮”图像减去“闪灭”图像)。差分图像能够在整个图像处理链中被增强并被叠加在原始图像上, 所述整个图像处理链仅要求对来自扫描器 125 的视频数据的访问。

[0041] 针对图 6, 可以说明性地描述两个实施例: 传感器 120 为应答器 (能够利用 T/R 开关将其切换成发射模式), 或者使用两个紧密接近的换能器, 一个为用于信号探测的接收器并且另一个为用于信号注入的发射器。图 6 中概述的事件的序列应用任一种方式。

[0042] 参考图 6, 说明性地示出了在应答器实施例中针对帧率估计、峰值脉冲探测以及脉冲注入的事件的序列。应当注意, 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 ($T_{\text{估计}}$) (足够长以舒适地横跨几十个帧) 来估计成像系统的帧率。然后, 峰值探测周期 221 (接收模式、较暗的阴影) 与信号注入周期 223 (发射模式、较浅的阴影) 交替。如果在时间 t_0 时探测到信号峰值, 则在 $t_0 + 2T$ 时注入信号; 这在其探测之后两个帧时创建在应答器的位置处的人工回波。探测事件 224 被描绘为圆形端部, 并且注入事件 226 为箭头。

[0043] 在探测之后, 在时间 $t_0 + nT + S_i$ 时从应答器或发射器发送脉动, 其中, S_i 确定在 US 图像上观察到的 / 标记出的形状, 并且 n 为整数, 优选地 $n = 1$ (发射器实施例) 或 2 (应答器实施例)。形状脉冲 228 被描绘在注入事件 226 处的圆中。这具有在探测帧之后的 n 个帧时, 创建似乎是来自传感器位置或其他位置的一个或多个个人工回波的作用。可以重复踪迹分析和反馈信号的注入, 以使传感器 120 的位置真实化。也可以周期性地重复帧率估计, 以考虑随着用户改变成像设定而可能的参数改变 (成像模式、设定以及深度都可以影响帧率)。

[0044] 接下来, 在一个实施例中, 所注入的视频被抓帧, 并且采用自动分割算法以确定 US 图像里的形状的定位和形状。这提供了对如上所述的波束形成与扫描转换参数的实时估计。应当注意, 参数在通过使用单幅图像来估计时可能需要调节。因此, 实施例可以使用所注入的形状的微小 (或重大) 变化来对整个处理步骤进行迭代, 以使参数估计的准确度最大化。应当注意, 这些形状能够在瞬间被闪烁多次, 使得样式将实际上对用户不可见。在校准后, 该样式能够被完全停止, 或者被仅突出显示整个 / 部分设备的形状的样式所代替, 或

者被周期性闪烁所代替以重新核查校准。能够在背景中周期性地校准,或者当在来自视频输出的抓帧图像中感知到显著变化时进行校准。

[0045] 根据本发明的原理,当器械在超声引导下被插入身体中的任何时间时都可以采用在本文中描述的实施例,这包括针流程(活检、消融、麻醉、疼痛管理、脓疡引流等)以及导管流程(心脏修复、电生理学等)。

[0046] 参考图 7,示出了根据一个实施例的用于在图像中提供成形的标记物的方法。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时间段内听取接收的信号,并分析接收的信号以确定该信号的主导周期。

[0047] 在方框 406 中,分析踪迹以确定它们是否在探测窗口内来寻找最佳地匹配被安装在器械上的传感器或标记物设备的位置的时间最大值,以确定到达时间。探测窗口包括在 T 与 $2T$ 之间的探测时间 $T_{\text{探测}}$,其中, T 为帧率。

[0048] 在方框 408 中,通过从标记物设备发出延迟信号到成像探头,将声学反馈信号注入到成像探头中。延迟信号包括一个或多个定时脉冲,以模拟在从标记物设备返回的回波中的标记物形状。所注入的信号是由在器械上的应答器或收发器(发射器)生成为到成像探头的,以模拟从被安装在器械上的传感器返回的回波。在方框 410 中,声学反馈信号可以在 t_0+nT+S_i 时被注入帧中,其中, t_0 为由传感器接收到的信号的时间最大值, T 为帧率, n 为整数并且 S_i 包括形状脉冲。

[0049] 在方框 412 中,将标记物形状显示在图像中,以识别器械的位置。在方框 414 中,显示标记物形状可以包括随时间改变标记物的形状、大小和视觉属性中的一种。在方框 416 中,显示标记物形状可以包括选择标记物的形状、大小和位置,以提供参考。参考可以用于指示器械在使用中(例如,在跟踪期间)的位置,对准其他器械,做出测量,勾画器官或任何其他应用。

[0050] 在方框 418 中,可以将延迟信号的位置和形状与标记物的位置和形状的屏幕上视频输出进行比较,以确定扫描器的波束形成参数。在确定扫描器的波束形成参数后,可以在图像中放置或绘制标记物和其他图像或重叠物。

[0051] 在解读权利要求时,应当理解:

[0052] a) 词语“包括”不排除在给定的权利要求中列出的元件或动作之外的其他元件或动作;

[0053] b) 元件前的词语“一”或“一个”不排除存在多个这样的元件;

[0054] c) 权利要求中的任何附图标记不限制其范围;

[0055] d) 若干“单元”可以由相同的项目或硬件或实施结构或功能的软件来表示;并且

[0056] e) 除非明确指示,否则并不旨在要求动作的特定顺序。

[0057] 已经描述了用于对介入器械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),应当注意,本领域技术人员在以上教导的启示下能够做出修改和变型。因此应当理解,可以在本文中如权利要求书概括的那样的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所要求并期望保护的内容。

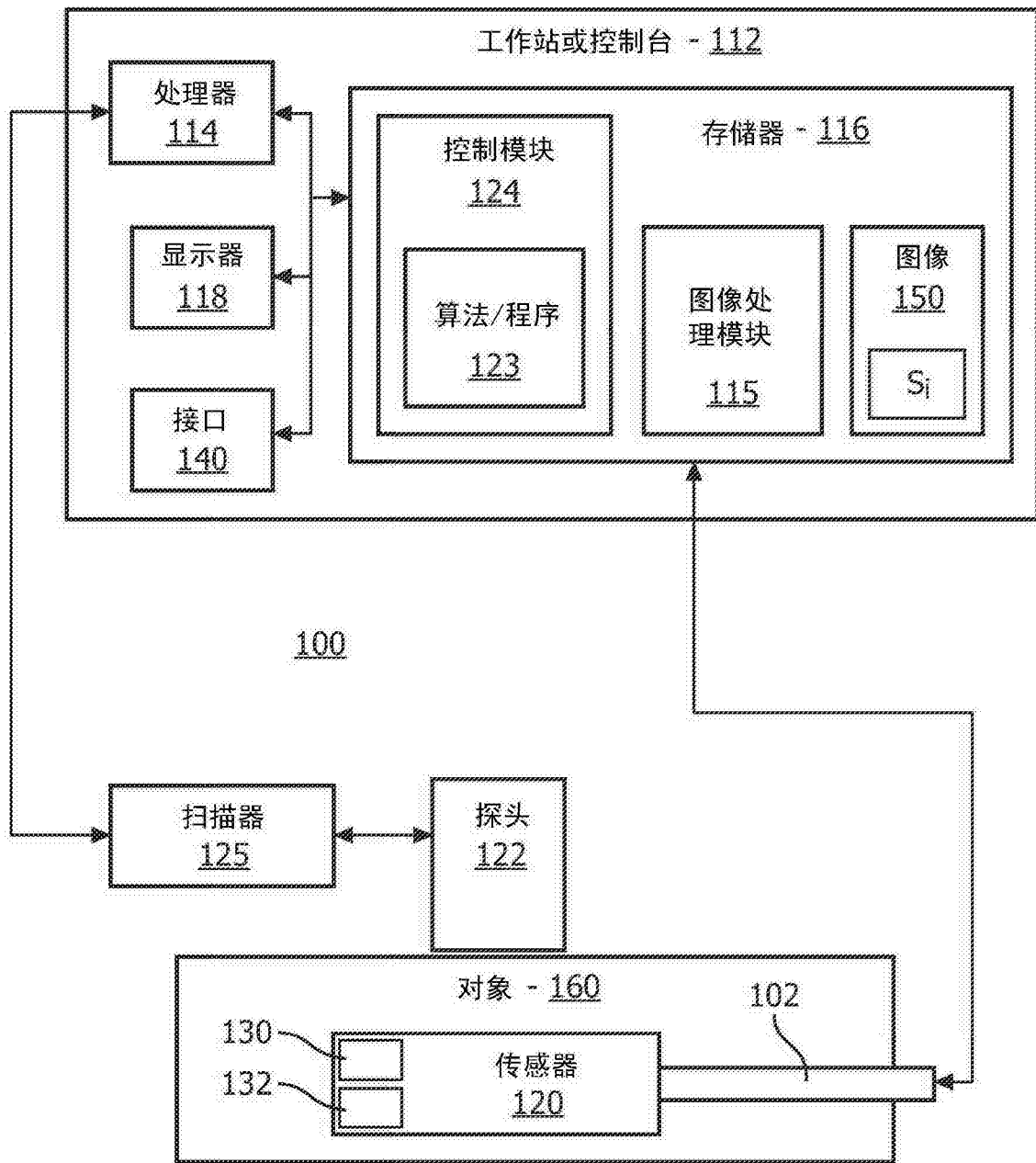
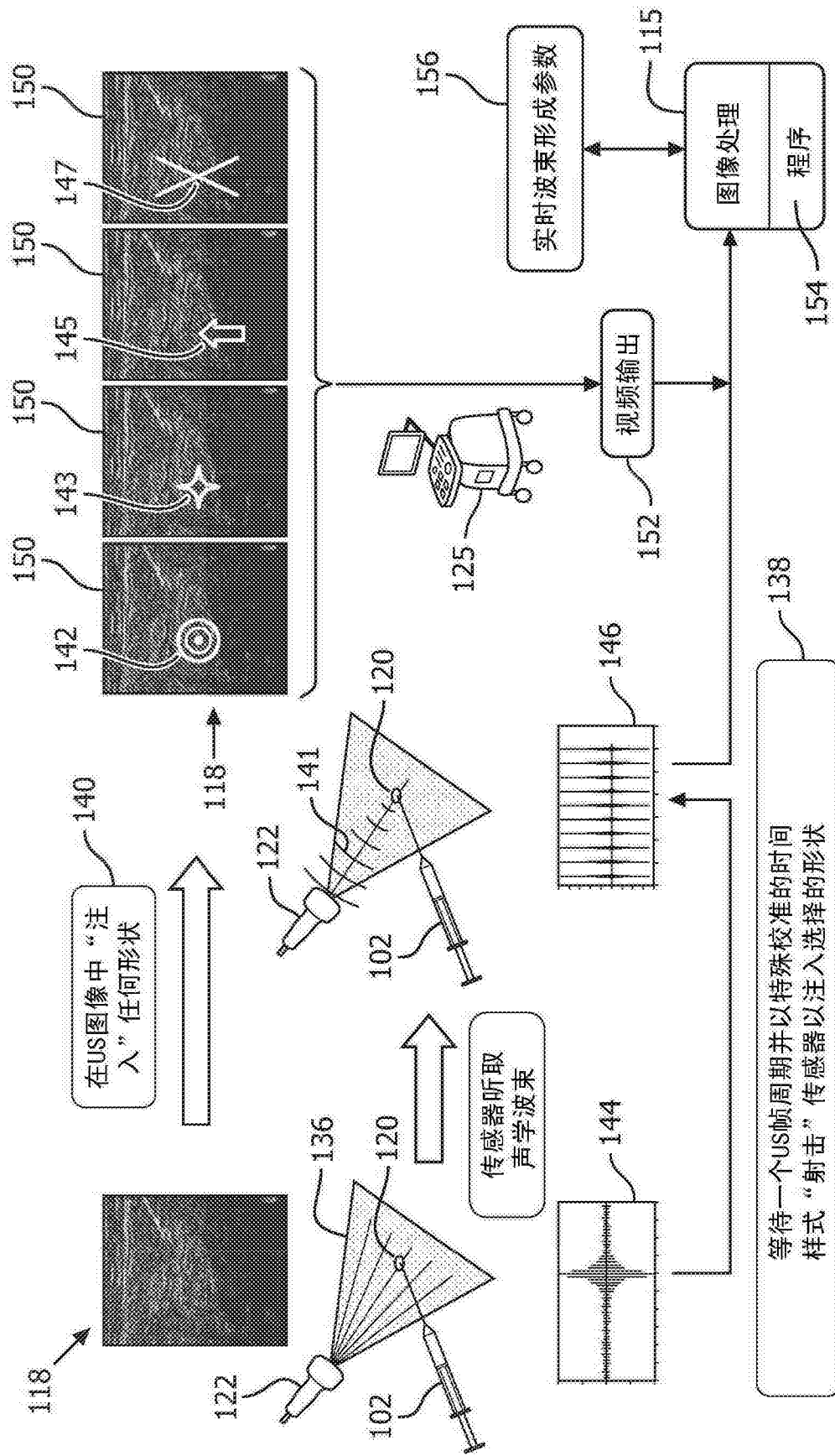


图 1



100

图 2

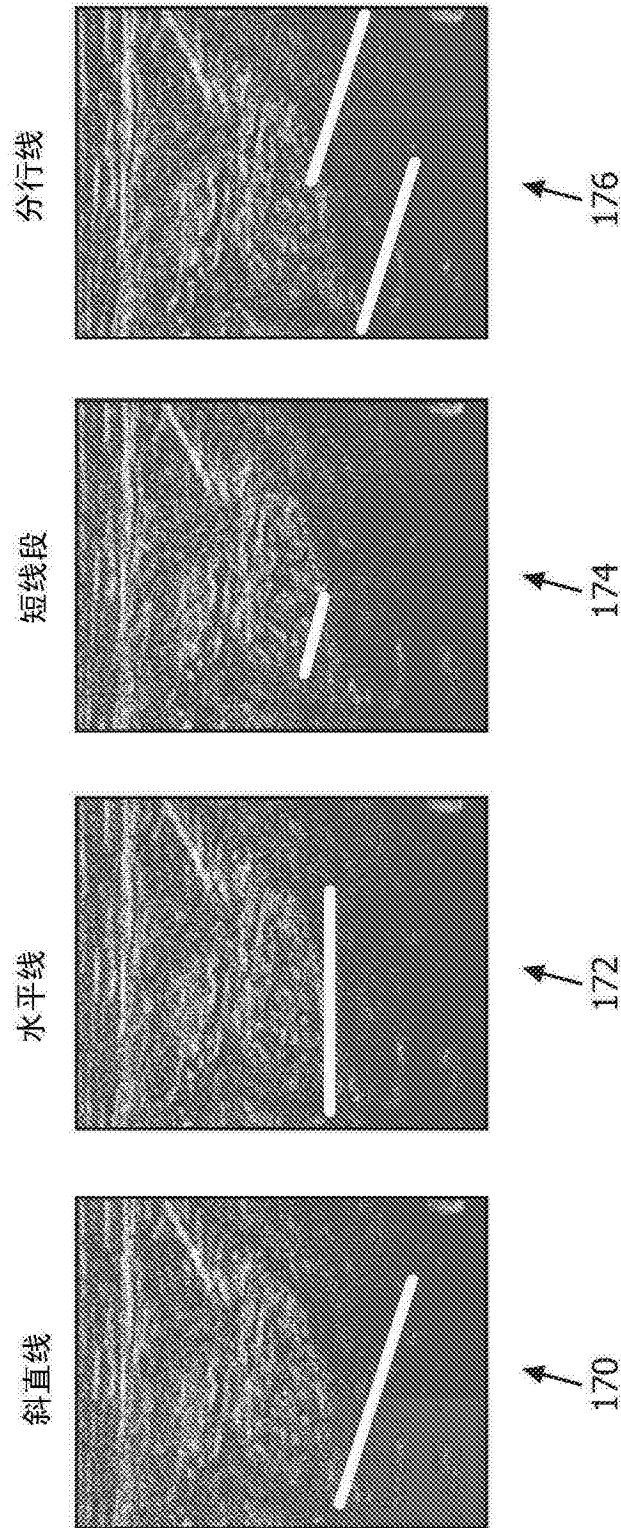


图 3

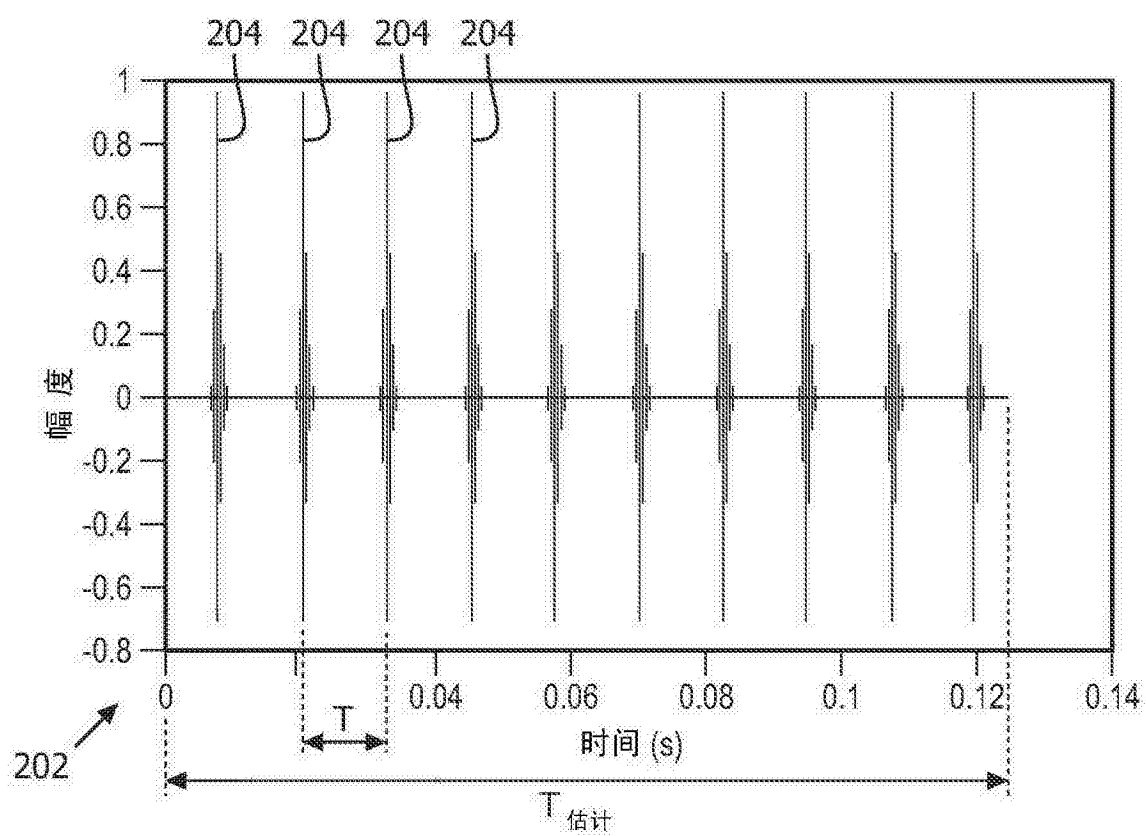


图 4

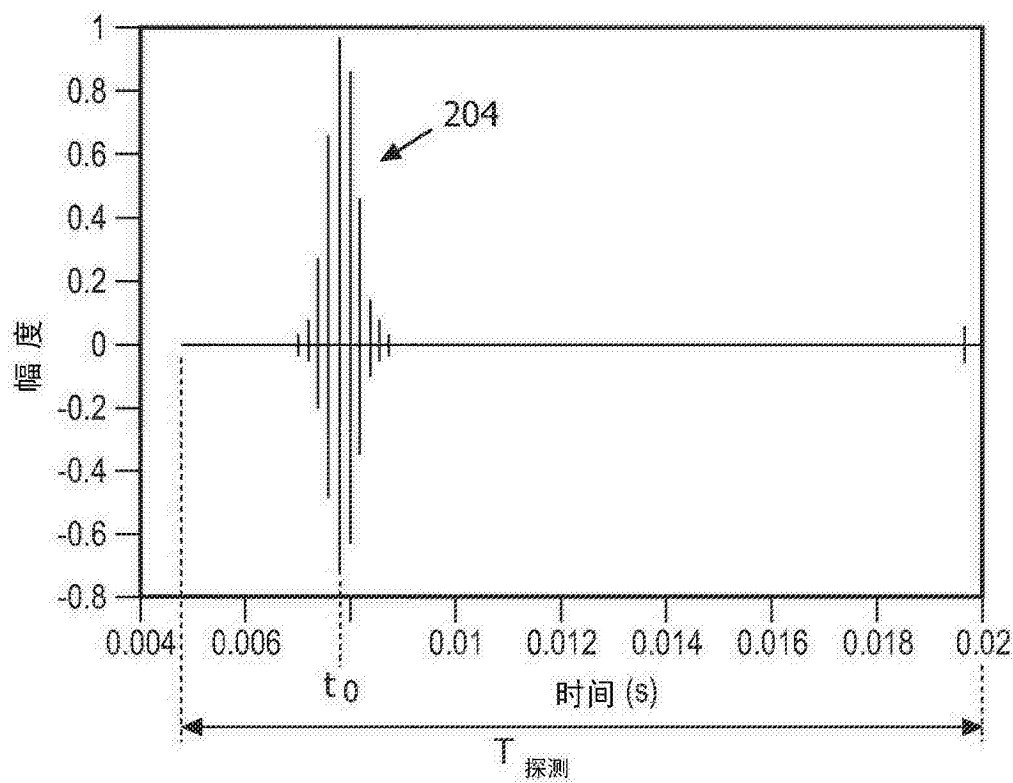


图 5

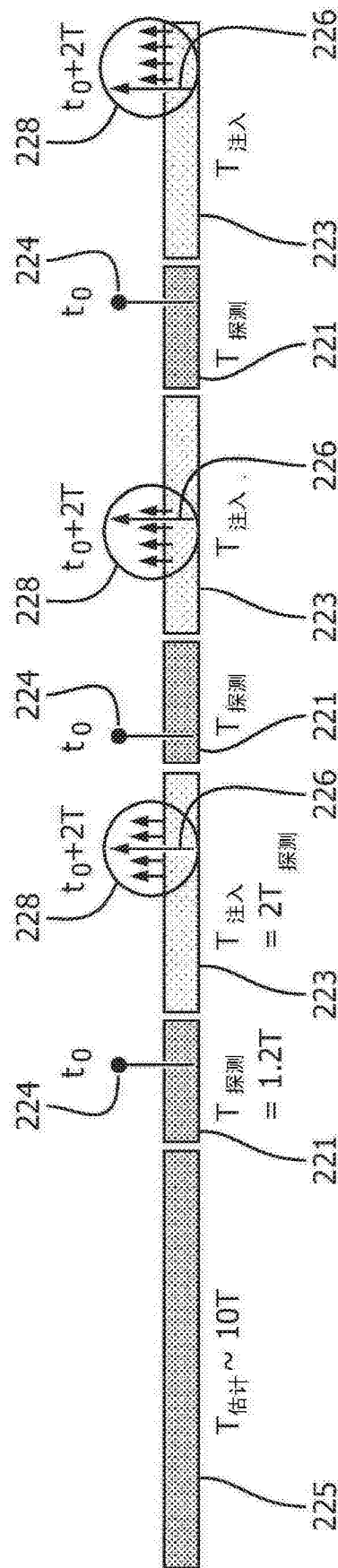


图 6

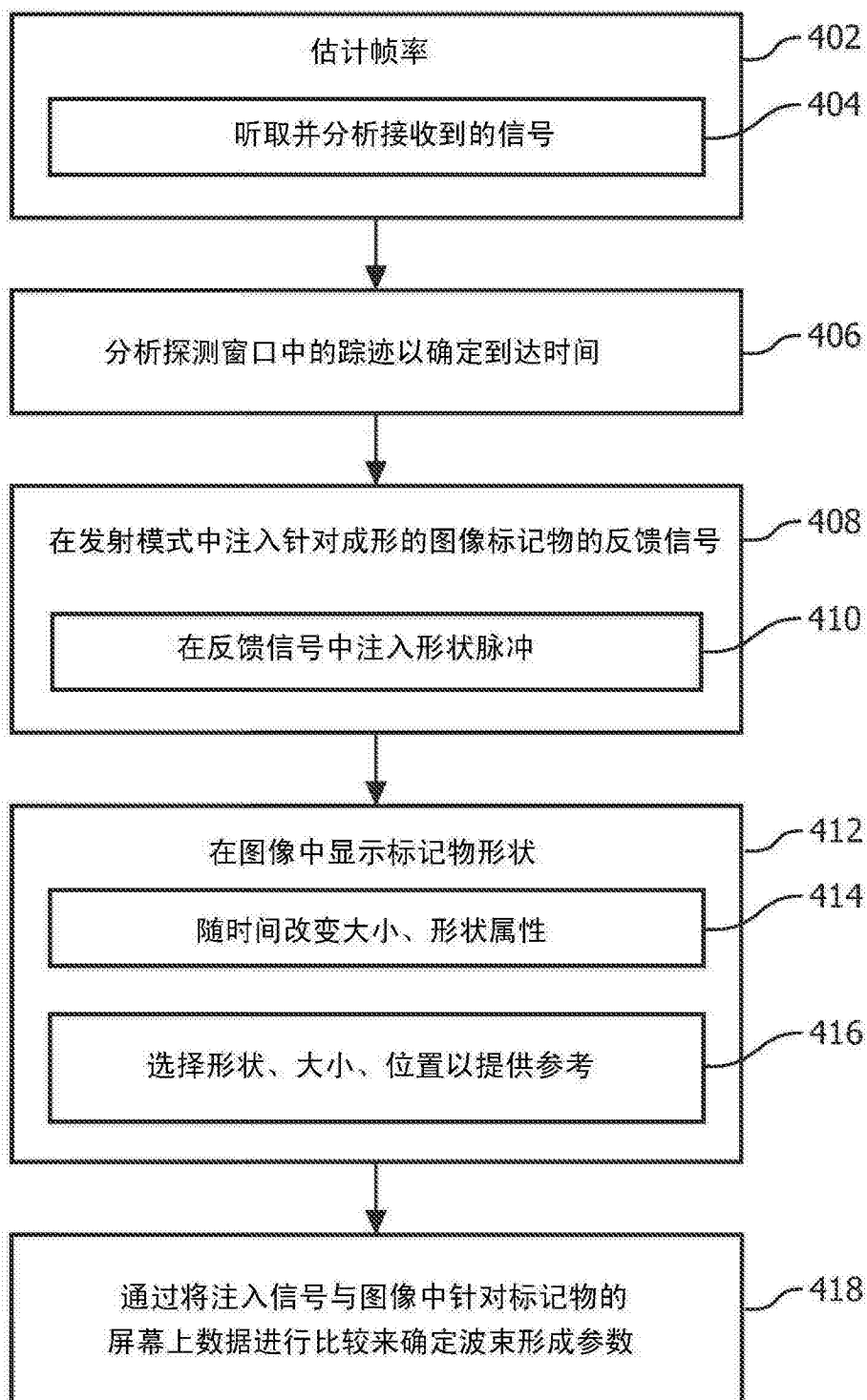


图 7

专利名称(译)	到超声图像中的形状注入以实时校准波束样式		
公开(公告)号	CN105338906A	公开(公告)日	2016-02-17
申请号	CN201480036931.5	申请日	2014-06-30
[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	AK贾殷 FGGM维尼翁		
发明人	A·K·贾殷 F·G·G·M·维尼翁		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/08 A61B8/0841 A61B8/463 A61B8/585 A61B2034/2063 A61B2090/3929 G01S7/52073 G01S15/74 G01S15/899 A61B2090/3925		
代理人(译)	李光颖 王英		
优先权	61/840503 2013-06-28 US		
其他公开文献	CN105338906B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种用于在图像中突出显示器械的系统包括：探头(122)，其用于向一体积发射超声能量并从所述体积接收超声能量；标记物设备(120)，其被配置为对接收到的超声信号做出响应并在一延迟之后发出超声信号。所述超声信号包括一个或多个脉冲，所述一个或多个脉冲被配置为当被绘制时生成在图像内一位置处的给定大小的标记物。医学器械(102)被设置在所述体积中并且包括所述标记物设备。控制模块(124)被存储在存储器中，并且被配置为解读从所述探头和从所述标记物设备接收到的所述超声能量以确定所述医学器械的三维定位，并且被配置为利用所述标记物在所述图像中突出显示所述标记物设备的所述三维定位。

