



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 105873521 A

(43)申请公布日 2016.08.17

(21)申请号 201580003519.8

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司  
72002

(22)申请日 2015.01.02

代理人 李光颖 王英

(30)优先权数据

61/922,882 2014.01.02 US

(51)Int.Cl.

A61B 8/08(2006.01)

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

A61B 8/00(2006.01)

2016.06.30

A61B 17/34(2006.01)

(86)PCT国际申请的申请数据

A61B 34/30(2016.01)

PCT/IB2015/050023 2015.01.02

(87)PCT国际申请的公布数据

W02015/101949 EN 2015.07.09

(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

权利要求书3页 说明书7页 附图6页

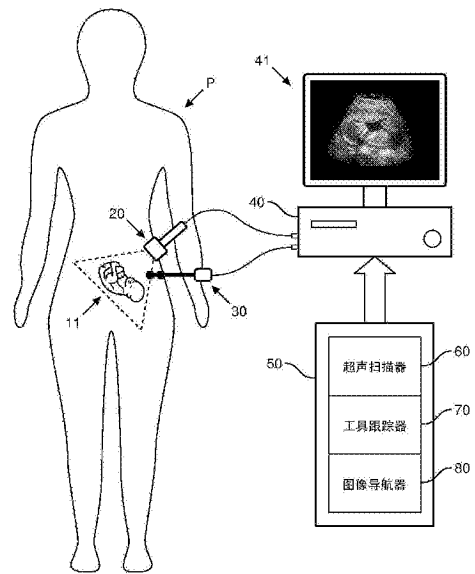
(54)发明名称

相对超声成像平面的仪器对准和跟踪

来调制所述图形图标的一个或多个方面。

(57)摘要

一种工具导航系统采用超声探头(20)、超声扫描器(60)、介入工具(30)(例如,探针或导管)、多个超声换能器(21、31)、工具跟踪器(70)以及图像导航器。在操作中,所述超声探头(20)生成用于扫描解剖区域的声学图像平面,并且所述超声扫描器(60)根据所述解剖区域的扫描来生成所述解剖区域的超声图像。在所述扫描期间,所述介入工具(30)在所述解剖区域内相对于所述声学图像平面被导航;并且所述超声换能器(21、31)促进由所述工具跟踪器(70)对所述介入工具(30)相对于所述声学图像平面的位置的跟踪。所述图像导航器在由所述超声扫描器(60)生成的所述解剖区域的所述超声图像内显示图形图标以用于示出由所述工具跟踪器(70)对所述介入工具(30)相对于所述声学图像平面的距离的跟踪。由所述图像导航器响应于当所述介入工具(30)在所述解剖区域内被导航时所述介入工具(30)相对于所述声学图像平面的所跟踪的距离



1. 一种工具导航系统,包括:

超声探头(20),其能操作用于生成用于扫描解剖区域的声学图像平面;

超声扫描器(60),其能操作性地连接到所述超声探头(20)以生成所述解剖区域的超声图像;

介入工具(30),其能操作用于在所述解剖区域内相对于所述声学图像平面被导航;

多个超声换能器(21、31),其连接到所述超声探头(20)和所述介入工具(30)中的至少一个以在所述超声探头(20)与所述介入工具(30)之间通信至少一个超声跟踪信号,所述至少一个超声跟踪信号指示当所述介入工具(30)在所述解剖区域内被导航时所述介入工具(30)相对于所述声学图像平面的距离;

工具跟踪器(70),其能操作性地连接到所述多个超声换能器(21、31)以跟踪所述介入工具(30)相对于所述声学图像平面的所述距离;以及

图像导航器,其能操作性地连接到所述超声扫描器(60)和所述工具跟踪器(70)以在由所述超声扫描器(60)生成的所述解剖区域的所述超声图像上显示图形图标以用于示出由所述工具跟踪器(70)对所述介入工具(30)相对于所述声学图像平面的所述距离的跟踪;

其中,所述图像导航器能操作用于响应于由所述工具跟踪器(70)跟踪的所述介入工具(30)相对于所述声学图像平面的所述距离来调制所述图形图标的至少一个方面。

2. 根据权利要求1所述的工具导航系统,

其中,所述超声探头(20)包括换能器阵列;并且

其中,所述多个超声换能器(21、31)包括设置在所述换能器阵列的周长周围的至少三个超声换能器(21)。

3. 根据权利要求2所述的工具导航系统,其中,所述多个超声换能器(21、31)包括设置在所述换能器阵列的周长周围的至少三个超声换能器(21)。

4. 根据权利要求2所述的工具导航系统,其中,所述工具跟踪器(70)能操作用于测量所述超声跟踪信号在所述超声探头(20)与所述介入工具(30)之间的飞行时间。

5. 根据权利要求4所述的工具导航系统,其中,所述工具跟踪器(70)还能操作用于根据所述超声跟踪信号在所述超声探头(20)与所述介入工具(30)之间的所述飞行时间来确定至少一个超声换能器(31)在所述解剖区域内相对于所述声学图像平面的位置。

6. 根据权利要求1所述的工具导航系统,

其中,所述介入工具(30)具有远端部;

其中,所述多个超声换能器(21、31)包括设置在所述介入工具(30)的所述远端部上的至少一个超声换能器(31);并且

其中,所述工具跟踪器(70)能操作用于根据所述至少一个超声跟踪信号的幅度来估计所述介入工具(30)相对于所述声学图像平面的所述距离。

7. 根据权利要求1所述的工具导航系统,其中,所述图形图标的所述至少一个方面包括所述图形图标的大小、形状和颜色中的至少一个。

8. 根据权利要求1所述的工具导航系统,其中,所述图像导航器能操作用于响应于由所述工具跟踪器(70)跟踪的所述介入工具(30)相对于所述声学图像平面的所述距离来单调地调制所述图形图标的所述至少一个方面。

9. 根据权利要求1所述的工具导航系统,其中,所述图像导航器能操作用于根据所述至

少一个超声跟踪信号的幅度和信噪比中的至少一个来单调地调制所述图形图标所述至少一个方面。

10. 根据权利要求9所述的工具导航系统,其中,所述图像导航器还能操作用于在所述至少一个超声跟踪信号的固定最小幅度与固定最大幅度之间单调地调制所述图形图标所述至少一个方面。

11. 根据权利要求9所述的工具导航系统,其中,所述图像导航器还能操作用于在所述至少一个超声跟踪信号的固定最小信噪比和固定最大信噪比之间单调地调制所述图形图标所述至少一个方面。

12. 根据权利要求9所述的工具导航系统,其中,所述图像导航器还能操作用于在所述至少一个超声跟踪信号的固定最小信噪比和可变最大信噪比之间单调地调制所述图形图标所述至少一个方面。

13. 根据权利要求9所述的工具导航系统,其中,所述图像导航器还能操作用于响应于由所述工具跟踪器(70)跟踪的所述介入工具(30)垂直于所述声学图像平面的最小移动来单调地调制所述至少一个方面。

14. 一种工具导航系统,包括:

超声探头(20),其能操作用于生成用于扫描解剖区域的声学图像平面;

超声扫描器(60),其能操作性地连接到所述超声探头(20)以生成所述解剖区域的超声图像;

介入工具(30),其能操作用于在所述解剖区域内相对于所述声学图像平面被导航;

多个超声换能器(21、31),其连接到所述超声探头(20)和所述介入工具(30)中的至少一个以在所述超声探头(20)与所述介入工具(30)之间通信至少一个超声跟踪信号,所述至少一个超声跟踪信号指示当所述介入工具(30)在所述解剖区域内被导航时所述介入工具(30)相对于所述声学图像平面的距离;

工具跟踪器(70),其能操作性地连接到所述多个超声换能器(21、31)以跟踪所述介入工具(30)相对于所述声学图像平面的所述距离;以及

图像导航器,其能操作性地连接到所述超声扫描器(60)和所述工具跟踪器(70)以在由所述超声扫描器(60)生成的所述解剖区域的所述超声图像上显示图形图标以用于示出由所述工具跟踪器(70)对所述介入工具(30)相对于所述声学图像平面的所述距离的跟踪。

15. 一种工具导航系统,包括:

超声探头(20),其能操作用于生成用于扫描解剖区域的声学图像平面;

超声扫描器(60),其能操作性地连接到所述超声探头(20)以生成所述解剖区域的超声图像;

介入工具(30),其能操作用于在所述解剖区域内相对于所述声学图像平面被导航;

工具跟踪器(70),其能操作性地连接到所述超声探头(20)和所述介入工具(30)中的至少一个以跟踪所述介入工具(30)相对于所述声学图像平面的距离;以及

图像导航器,其能操作性地连接到所述超声扫描器(60)和所述工具跟踪器(70)以在由所述超声扫描器(60)生成的所述解剖区域的所述超声图像上显示图形图标以用于示出由所述工具跟踪器(70)对所述介入工具(30)在所述解剖区域内相对于所述声学图像平面的跟踪;

其中,所述图像导航器能操作用于响应于由所述工具跟踪器(70)跟踪的所述介入工具(30)相对于所述声学图像平面的所述距离来调制所述图形图标的大小、形状和颜色中的至少一个方面。

## 相对超声成像平面的仪器对准和跟踪

### 技术领域

[0001] 本发明总体涉及介入工具(例如,探针、导管等)与由声学成像设备(例如,具有一维(“1D”)换能器阵列的二维(“2D”)超声成像探头)生成的声学图像平面的相对位置的三维(“3D”)对准和跟踪。本发明具体涉及声学传感器,其在空间上相对于介入工具(例如,附接到或嵌入到探针或导管的远端部中)对准以促进介入工具与声学图像平面的相对对准和位置跟踪。

### 背景技术

[0002] 具有1D换能器阵列的2D超声探头通常用于在临床介入的宽范围中使目标解剖平面可视化。然而,评估在由2D超声探头生成的目标解剖平面的声学成像外部的介入工具(例如,探针、导管等)的位置是一个挑战。因此,临床医生可能花费大量精力和时间来尝试准确地将介入工具定位到目标解剖平面的声学图像内部,尤其是介入工具的远端部。更具体地,为了涉及将介入工具的倾斜/正交注入到目标解剖平面中的介入,已经证明难以建立介入工具进入目标解剖平面的声学图像内部的准确时间和位置。

[0003] 例如,通常为各种介入(例如,活检、流体泄流、神经阻滞、血管通路等)执行在超声引导下的探针插入。虽然已经实现了基于基本垂直于探针轴的操纵成像束的探针可视化技术,但在大量情况下,探针由于组织异质性和/或斜角不对称性而偏离声学图像平面。基本上,平面外探针从声学图像平面消失,而无论智能探针可视化增强软件多么复杂。然后,临床医生必须移动声学图像平面来重新采集探针的图像,但是结果丢失目标解剖平面的声学图像。此外,临床医生不知道探针相对于声学图像平面位于何处,并且因此临床医生没有得到如何移动2D超声探头以发现探针的指示。

[0004] 总之,为了声学成像,强制性操作原则是保持对目标解剖平面成像,并且同时知道探针相对于目标解剖平面的相对位置。然而,对声学成像的一个主要技术难题在于对于平面内方法将探针和超声成像平面正确地对准,以及对于平面外方法使与轴相对的探针端部可视化。小的探头和探针移动将导致探针和图像平面的未对准,这将继而导致差的探针可视化、挫折、压力、时间损失、导致患者不适的多个探针穿刺、以及可能不好的过程结果(例如,活检的假阴性、局部麻醉或疼痛管理中不成功的阻断、以及血管和神经损坏)。

[0005] 例如,图1A和1B示出了探针30朝向声学图像平面11的小的Y移动。该小的Y移动可能导致Y探针30和声学图像平面11的Y未对准,如在超声图像10中等同地示出的白色图形图标所示的。另外,探针通常在超声下很差地被可视化,因为它们是镜面反射器,将以取决于探针相对成像平面中的插入角的反射的度而将声反射远离成像探头。然而,当探针处于平面中并且可见或在平面外时,存在显示探针端部和预期轨迹的值。

### 发明内容

[0006] 本发明涉及通过经由在超声图像上的指示介入工具的图形图标(例如,标记)的叠加来促进对介入工具的跟踪和可视化的声学成像的操作原理。根据介入工具(例如,介入工

具的端部)相对于超声成像平面的距离来调制图形图标(例如,大小、颜色、形状等)的一个或多个特征/方面。例如,如图2A和2B所示,被示出为叠加在超声图像10上的白色X标记的图形图标的大小随着介入工具在如图1A和1B所示的声学图像平面11的Y方向上移动而增大。这将显著有助于医生将介入工具和成像探头对准,这将导致良好的置信度、快速的过程以及好的结果,尤其是即使当介入工具对于传统成像不可见(即,在平面外)时。

[0007] 本发明的一种形式是一种工具导航系统,其采用超声探头、超声扫描器、介入工具(例如,探针或导管)、多个超声换能器、工具跟踪器以及图像导航器。在操作中,所述超声探头生成用于扫描解剖区域的声学图像平面,并且所述超声扫描器根据所述解剖区域的扫描来生成所述解剖区域的超声图像。在所述扫描期间,所述介入工具在所述解剖区域内相对于所述声学图像平面被导航,并且所述超声换能器促进由所述工具跟踪器对所述介入工具相对于所述声学图像平面的距离的跟踪。所述图像导航器在由所述超声扫描器生成的所述解剖区域的所述超声图像内显示图形图标以用于示出由所述工具跟踪器对所述介入工具相对于所述声学图像平面的跟踪。由所述图像导航器响应于当所述介入工具在所述解剖区域内被导航时所述介入工具相对于所述声学图像平面的距离来调制所述图形图标的一个或多个方面。

[0008] 根据结合附图阅读的本发明各个实施例的下述详细描述,本发明的上述形式和其他形式以及本发明的各种特征和优点将变得进一步显而易见。详细描述和附图仅是对本发明的说明而非限制,本发明的范围由随附权利要求及其等价物限定。

## 附图说明

[0009] 图1A和1B分别示出现有技术已知的超声图像的示例性视图。

[0010] 图2A和2B分别示出在图1A和1B中示出的超声图像的本发明的图形图标的示例性调制。

[0011] 图3示出了本发明的工具跟踪系统的示例性实施例。

[0012] 图4示出了涉及图3中示出的工具跟踪系统的示例性介入过程。

[0013] 图5示出了在现有技术中已知的三边测量的示例性执行。

[0014] 图6示出了表示根据本发明的图形图标调制方法的第一示例性实施例的流程图。

[0015] 图7示出了表示根据本发明的图形图标调制方法的第二示例性实施例的流程图。

[0016] 图8示出了表示根据本发明的图形图标调制方法的第三示例性实施例的流程图。

## 具体实施方式

[0017] 为了促进对本发明的理解,本文将提供本发明的涉及如图3所示的工具导航系统的示例性实施例。

[0018] 参考图3,工具导航系统采用超声探头20、介入工具30、超声扫描器60、工具跟踪器70以及图像导航器80。

[0019] 超声探头20是在现有技术中已知的用于经由声能扫描患者的解剖区域以使皮下身体结构(例如,腱、肌肉、关节、血管和内部器官等)可视化的任何设备,例如用于扫描如图3所示的患者11的解剖区域12的任何设备。超声探头20的范例包括但不限于:具有(线性或曲线的)一维(“1D”)换能器阵列的二维(“2D”)超声探头。

[0020] 超声扫描器60是在本领域中已知的用于生成由超声探头20(例如,如图1-3所示的胎儿的超声图像10)扫描的患者的解剖区域的超声图像的硬件、软件、固件和/或电路的结构配置。

[0021] 介入工具30是在本领域中已知的用于执行涉及在解剖区域内导航介入工具30的介入过程的任何工具。介入工具30的范例包括但不限于探针和导管,并且介入过程的范例包括但不限于活检、流体泄流、神经阻滞、血管通路等。

[0022] 为了促进在实践中进行导航,介入工具30可以装备有本领域已知的一个或多个超声换能器,其形式为发送器、接收器和/或收发器。更具体地,一个超声换能器提供在介入工具30的指定区域的位置(例如,介入工具30的远端部)中的信息,并且两个或更多超声换能器提供取向信息,所述取向信息促进对介入工具30的投影路径和相对超声成像平面11的投影的交叉点的显示,因此进一步促进平面外方法(其否则是盲的)。

[0023] 在图4所示的一个实施例中,一对超声换能器31被嵌入到邻近介入工具30的远端部的已知配置中。当用作发送器时,超声换能器31可以由无交叠的频率范围分离,和/或接连地被启动(fire)以促进对超声换能器31的个体跟踪。类似地,当用作接收器时,针对每个超声换能器31的信号需要被个体化(例如,通过无交叠的带宽、开关、两(2)个独立电缆、或用于信号分离的信号处理方法)。

[0024] 对于在图4中示出介入工具30的该实施例,超声探头20可以装备有用于跟踪超声换能器31的一个或多个超声换能器21。更具体地,三(3)个或更多超声换能器21产生超声换能器31的令人满意的位置估计。实际上,以提供宽接受角以便在宽视场内有效地跟踪换能器31的方式,超声换能器21被设置在超声探头20上。

[0025] 在如图4所示的超声探头20的一个实施例中,六(6)个超声换能器21被设置在超声探头20的阵列周长周围的2D表面上。实际上对于本实施例,超声换能器21可以作为夹式设备安装到超声探头20上或嵌入到超声探头20的设计中。在任一情况下,可能都需要在所跟踪的位置与图像之间的简单校准。这种校准可以包括在受控成像环境下在脉冲回波图像上点击介入工具30的端部。

[0026] 工具跟踪器70是如本领域已知的用于执行用于跟踪介入工具30相对于解剖区域的超声图像的位置的(一个或多个)技术的硬件、软件、固件和/或电路的结构配置。对于如图4所示的超声探头20和介入工具30的超声跟踪实施例,工具跟踪器70执行用于基于在超声换能器21与超声换能器31之间信号的飞行时间来确定超声换能器31的3D位置的三边测量算法。

[0027] 实际上,为执行3D定位必需有三(3)对位置-距离,并且任何额外的位置-距离对增加健壮性。在如图5所支持的一个实施例中,可以通过以下等式获得针对超声换能器31的位置的线性最小二乘法估计:

$$[0028] \quad \mathbf{x}_s = (\mathbf{S}^T \mathbf{S})^{-1} \mathbf{A}^T \mathbf{b}$$

$$[0029] \quad \text{其中 } \mathbf{S} = \begin{bmatrix} x_2 \\ x_3 \\ \vdots \\ x_N \end{bmatrix}, \quad \mathbf{b} = \frac{1}{2} \begin{bmatrix} R_2^2 - D_2^2 + D_1^2 \\ R_3^2 - D_3^2 + D_1^2 \\ \vdots \\ R_N^2 - D_N^2 + D_1^2 \end{bmatrix}$$

[0030]  $x_i = [x_i \ y_i \ z_i]$  表示第*i*( $i=1, \dots, N$ )个换能器21的位置,

[0031]  $R_i = ||x_i||$  是从虚拟换能器21到坐标系原点的距离,

[0032]  $D_i = ||x_i - x_s||$  是在每个换能器21与传感器31之间的距离,并且

[0033]  $x_1 = [0 \ 0 \ 0]$  是指定为原点的每个换能器21的位置。

[0034] 在利用超声换能器31并省略超声换能器21的备选实施例中,工具跟踪器70执行用于计算传感器相对于成像参照系的位置的算法。更具体地,工具跟踪器70确定3D位置(X-方位、Z-深度、Y-高度)到成像平面12(x-z或r- $\theta$ )中的2D位置上的投影。对于该实施例,Z-深度(或范围)坐标是通过测量超声信号从超声探头20到超声换能器31的飞行时间而获得的,并且X-方位(或角度)位置是通过搜索跨在超声换能器31处接收到的波束的最大接收到的幅度而获得的。Y坐标(传感器31到成像平面11的距离)的定性估计是通过记录在换能器31处接收到的信号的幅度并将其与过去历史进行比较而获得的:增大的幅度一般表示传感器31接近成像平面11,而减小的幅度表示传感器31进一步远离成像平面11。

[0035] 图像导航器80是本领域已知的用于执行用于显示由超声扫描器60生成的超声图像的(一个或多个)技术并根据本发明用于生成图形图标以用于示出由工具跟踪器70对介入工具30相对于声学图像平面11的跟踪的硬件、软件、固件和/或电路的结构配置。更具体地,当在解剖区域内导航介入工具30时,图像导航器80调制图形图标的(一个或多个)方面(例如,大小、颜色、形状)以定性地指示介入工具30相对于声学图像平面11的所跟踪的距离。为此,图像导航器80输入来自超声扫描器60的表示超声图像10的数据61,并输入来自工具跟踪器70的表示介入工具30相对于声学图像平面11的3D位置(X-方位、Z-深度)的数据71。

[0036] 为了便于理解图形图标调制,本文将提供图像导航器80的示例性实施例,其涉及如图6-8所示的标记的大小调制以定性地指示超声换能器31到超声图像平面11的距离。虽然这些示例性实施例使用接收到的信号的幅度或信噪比SNR并将其与接收到的幅度或SNR的历史进行比较以调制标记外观,但是本领域普通技术人员将理解如何将这些示例性实施例的原理应用到其他调制方面(例如,形状、颜色、条形图等)以及量化Y高度距离的信号。本领域普通技术人员还将理解图形图标调制的这些示例性实施例的各种修改和变型。

[0037] 一般而言,期望的是当在超声换能器31处的信号电平(V)下降到特定电压或特定SNR之下时标记的大小(变量“markerSize”)最大(到固定最大大小“maxSize”),而当超声换能器31处于成像平面11上的任何深度处时最小(到固定最小大小“minSize”)。在中间电平处,标记的大小是中间的。在实践中,标记的大小可以是如下情况:标记的大小(变量“markerSize”)当在超声换能器31处于成像平面11上的任何深度处时最大(到固定最大大小“maxSize”),而当超声换能器31处的信号电平(V)下降到特定电压或特定SNR之下时最小(到固定最小大小“minSize”)。

[0038] 另外,实际上,曲线 $\text{markerSize} = f(V)$ 或 $\text{markerSize} = f(\text{SNR})$ 应当是单调递增或递减的,但是可以是如本文所述的线性的或非线性的(例如,对数的)。当信号电平下降到设定的最小可接受信号电平(minV或minSNR)时,不在屏幕上显示标记。在如图608所示的所有实施例中,最小标记大小(“minSize”)对应于最小可接受的接收到的电压或接收到的SNR,其是固定参数(“minV”/“minSNR”)。在较低的接收到的信号电平处,不再显示标记。这消除了可能在低SNR场景中显示错误的传感器位置的可能性。

[0039] 在固定最大电压实施例中,从最小标记大小“minSize”,实现大小对比接收到的信号幅度或SNR的单调递增曲线。标记大小“markerSize”因此直接表示接收到的信号强度,其

在给定深度处随着超声换能器31接近成像平面11而增大,并随着远离成像平面11而减小。为了限制标记的最大大小,可以决定标记在最大可接受信号强度“maxV”之后停止增长超过“maxSize”。

[0040] 图6示出了表示示例性固定最大电压实施例的流程图90。参考图6,流程图90的阶段S91包含图像导航器80采集对于在流程图90的阶段S92期间由图像导航器80根据依照以下等式指示接收到的信号幅度的所测量的电压V来计算“markerSizec”必需的参数:

[0041] 
$$\text{markerSizec} = (V - \text{minV}) / (\text{maxV} - \text{minV}) * (\text{maxSize} - \text{minSize}) + \text{minSize}$$

[0042] 流程图90的阶段S93包含图像导航器80根据以下等式显示“markerSizec”:

[0043] 如果 $\text{markerSizec} < \text{minSize}$ ,则 $\text{markerSizec} = 0$

[0044] 如果 $\text{markerSizec} > \text{maxSize}$ ,则 $\text{markerSizec} = \text{maxSize}$

[0045] 图像导航器80返回到阶段S92以根据需要重复阶段S92和S93。

[0046] 在可变最大电压实施例中,最大标记大小(“maxSize”)是可变的并且对应于从开始试验起由超声换能器31接收到的最大信号强度(变量“maxV”)。每次接收到信号,将其强度与最大的过去接收到的信号进行比较。如果其强度超过最大的过去接收到的信号,则更新对应于最大标记大小的信号“maxV”。该实施例确保当介入工具30在解剖区域内被推进时最大标记大小偏移。

[0047] 图7示出了表示示例性可变最大电压实施例的流程图100。参考图7,流程图100的阶段S101包含图像导航器80采集对于在流程图100的阶段S102期间由图像导航器80根据相较于可变“maxVv”的指示接收到的信号幅度的所测量的电压V来计算“markerSizec”必需的参数。具体地,阶段S101的初始实现方式涉及将“maxV”设置为0并将markerSize设置为“defaultSize”,并且阶段S102涉及在所测量的电压V大于“maxV”时将“maxVv”设置为所测量的电压V,否则将设置“maxVv” = “maxV”。根据以下等式将“maxVv”的设置输入到“markerSizec”的计算中:
$$\text{markerSizec} = (V - \text{minV}) / (\text{maxVv} - \text{minV}) * (\text{maxSize} - \text{minSize}) + \text{minSize}$$
此后,“maxV” = “maxVv”。

[0048] 流程图90的阶段S93包括图像导航器80根据以下等式显示“markerSizec”:

[0049] 如果 $\text{markerSizec} < \text{minSize}$ ,则 $\text{markerSizec} = 0$

[0050] 如果 $\text{markerSizec} > \text{maxSize}$ ,则 $\text{markerSizec} = \text{maxSize}$

[0051] 图像导航器80返回到阶段S102以根据需要重复阶段S102和S103。

[0052] 固定最大电压和可变最大电压实施例确保当超声换能器31移动朝向成像平面11的给定成像深度处时显示增长的标记。然而,如本领域中已知的,接收到的信号幅度还取决于深度,使得根据平面外距离的标记大小的变化是深度相关的,并且传感器深度的变化还将导致标记大小的变化。

[0053] 为了减轻或消除该效应,在最小移动实施例中,将当前接收到的信号幅度与短历史的信号幅度进行比较。该历史长度是设置参数,其通常被设置为几秒的数据,或者是传感器推进到超声场中的特征时间。最大标记大小(设置参数)被设置为对应于在该历史期间的最大的接收到的信号或SNR。作为进一步的细化,在每次如由其跟踪位置测量的超声换能器31被测量为显著移动(超过设置距离阈值)时,更新历史文件。这保证了在超声换能器31处于平面内的任何深度处时将显示最大设置标记大小,前提是跨平面运动的特征时间快于深度运动的特征时间。

[0054] 图8示出了表示最小移动实施例的流程图110。参考图8,流程图110的阶段S111包含图像导航器80采集对于在流程图110的阶段S113期间由图像导航器80根据指示与介入工具30的移动相关的接收到的信号幅度的所测量的电压V的历史来计算“markerSizec”必需的参数。具体地,阶段S111的初始实现方式涉及将“maxV”设置为0,将markerSize设置为“defaultSize”,以及将历史设置为零。

[0055] 流程图110的阶段S112包含图像导航80确定介入工具30是否已经移动超过阈值距离。如果是,则图像导航器80前进到阶段S113以根据以下等式利用所测量的电压V来更新历史:

[0056]  $history(1:N-1)=history(2:N)$

[0057]  $history(N)=V$

[0058]  $maxV=\max(history)$

[0059]  $markerSizec=(V-\min V)/(\max V-\min V)*(\max Size-\min Size)+\min Size$

[0060] 流程图110的阶段S113包含图像导航器80根据以下等式显示“markerSizep”:

[0061] 如果 $markerSizec<\min size$ ,则 $markerSizep=0$

[0062] 如果 $markerSizec>\max Size$ ,则 $markerSizep=\max Size$

[0063] 图像导航器80返回到阶段S112以根据需要重复阶段S112-S114。

[0064] 可以通过考虑介入工具30的所测量的当前空间位置(尤其是深度)来有利地修改所有上述实施例。特别地,如本领域已知的,场幅度随着深度和平面外距离(以及方位的较小范围)而变化。目标是消除所显示的标记大小根据深度的变化,但是保持标记大小根据在给定深度处的平面外距离的变化。

[0065] 以下是对用于在图6-8的显示流程图中并入深度(和方位)信息的各种可能的方案的讨论。

[0066] 首先对于图6的固定最大电压实施例,代替固定最大标记大小(变量“maxSize”),建立根据深度(以及也可能根据方位或方位角)的标记大小的查找表。该表是基于空间场的一些校准而建立的,其是通过模拟或/和测量或即时模拟提前实现的。不同的查找表可以用于不同的探头、成像模式、设置(例如,波束密度)以及发送焦点深度,用于改变准确程度。在解剖区域内的大块衰减可以如下测量:通过将指数函数拟合到向给出根据(在脉冲回波数据上的)深度的反向散射数据幅度的曲线,并作为输入添加到模拟上。此外,最大标记大小可以是介入工具30的函数。

[0067] 第二,在将maxV设置为在历史文件中最大的过去读取值的实施例中,仅将当前读取电压与在历史中具有类似深度(例如,距当前读数不超过1cm)的那些电压读数进行比较。

[0068] 第三,可以建立粗略的空间网格,并且对于该网格中的每个像素,将在对应区域中的最大读取值设置为局部最大读取值maxV。这些后面的实施例可以通过利用实际读数约束模拟来进行现场模拟。

[0069] 虽然已经示出并描述了本发明的各种实施例,但是本领域技术人员将理解本文所描述的本发明的各实施例是说明性的,可以在不背离本发明的真实范围的情况下进行各种改变和修改并可以利用等价物来替代其元件。另外,可以在不背离本发明的中心范围的情况下进行各种修改以调整本发明的教导。因此,不旨在将本发明限于所公开作为执行本发明的最佳模式构思的特定实施例,而是旨在将本发明包括落入随附权利要求范围内的所有

实施例。

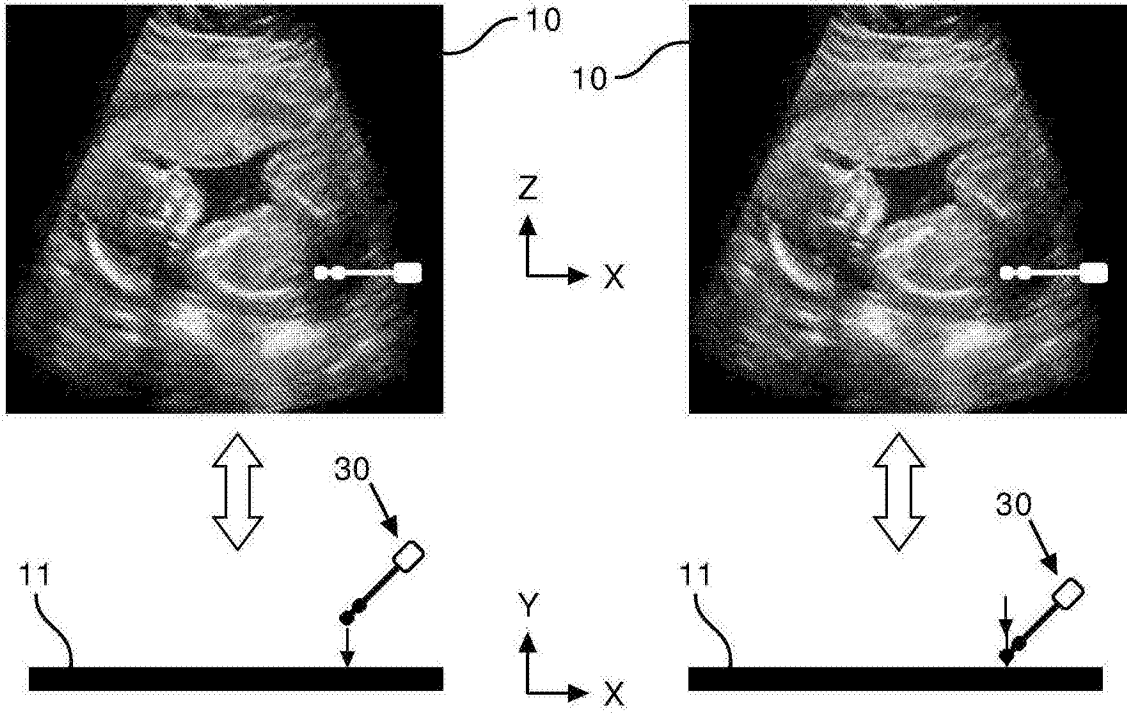


图1A

现有技术

图1B

现有技术

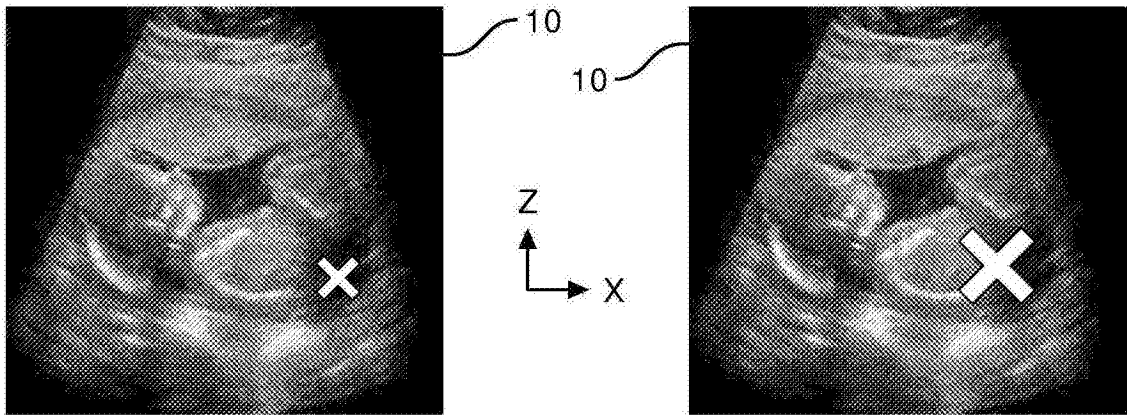


图2A

图2B

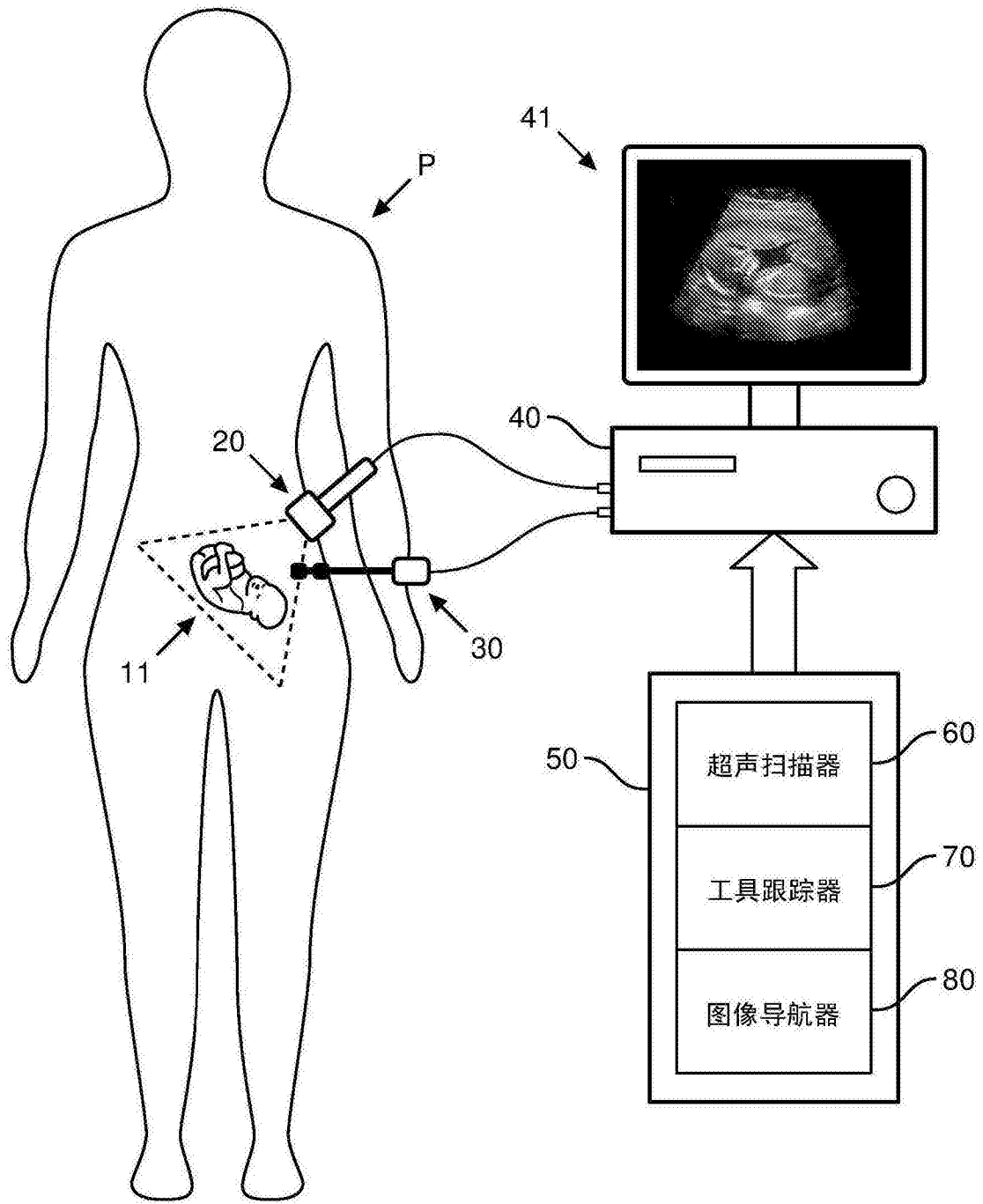


图3

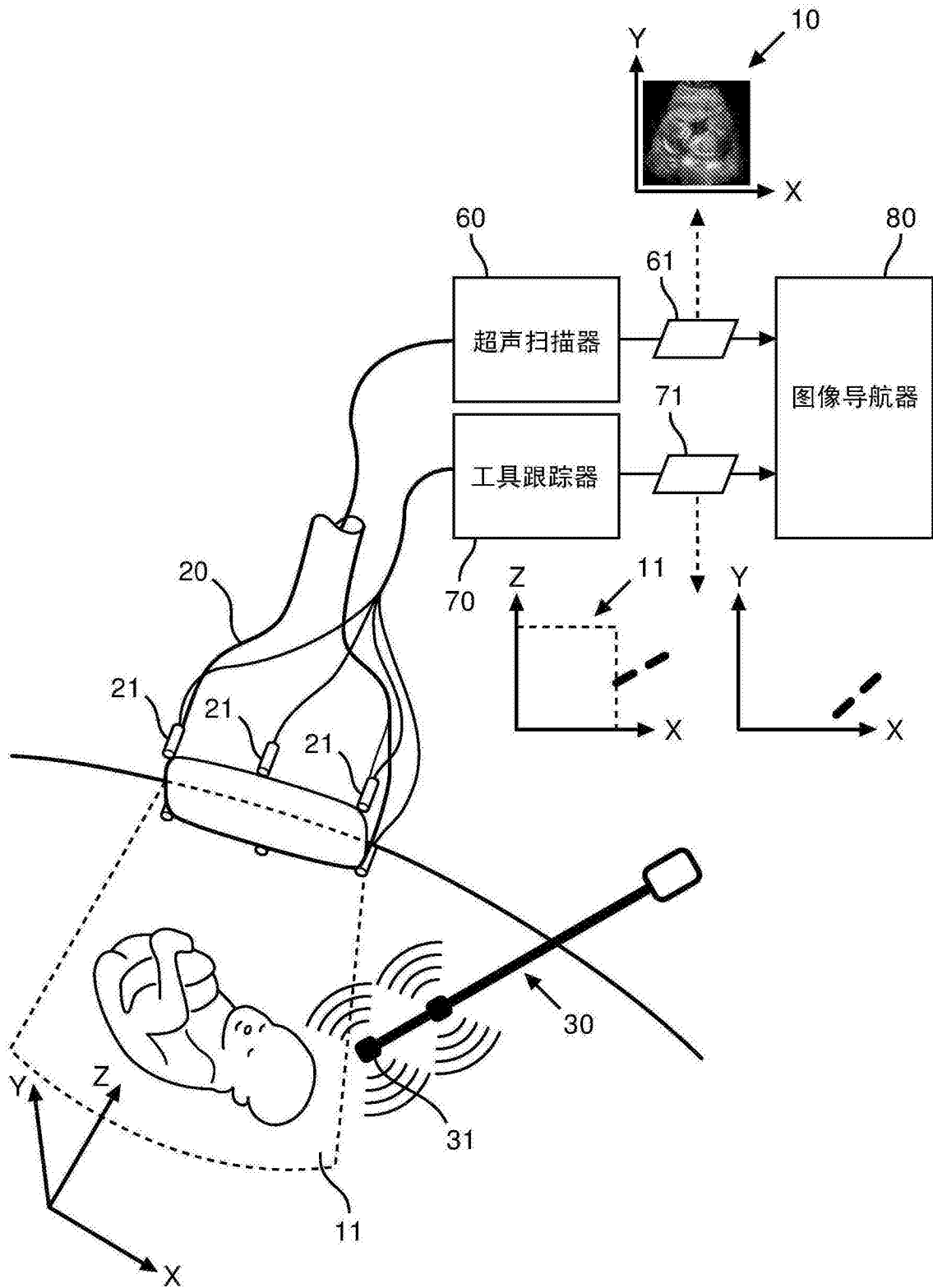


图4

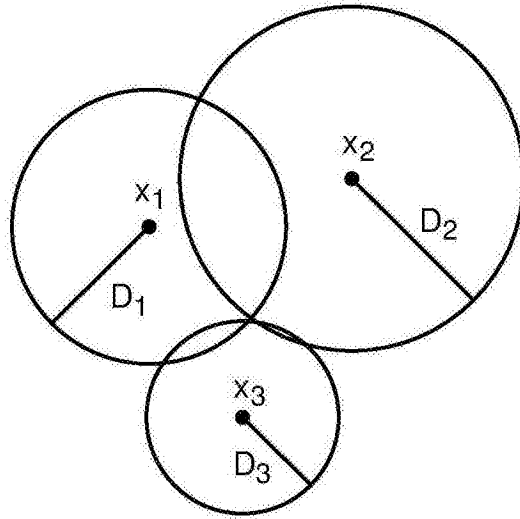


图5



图6

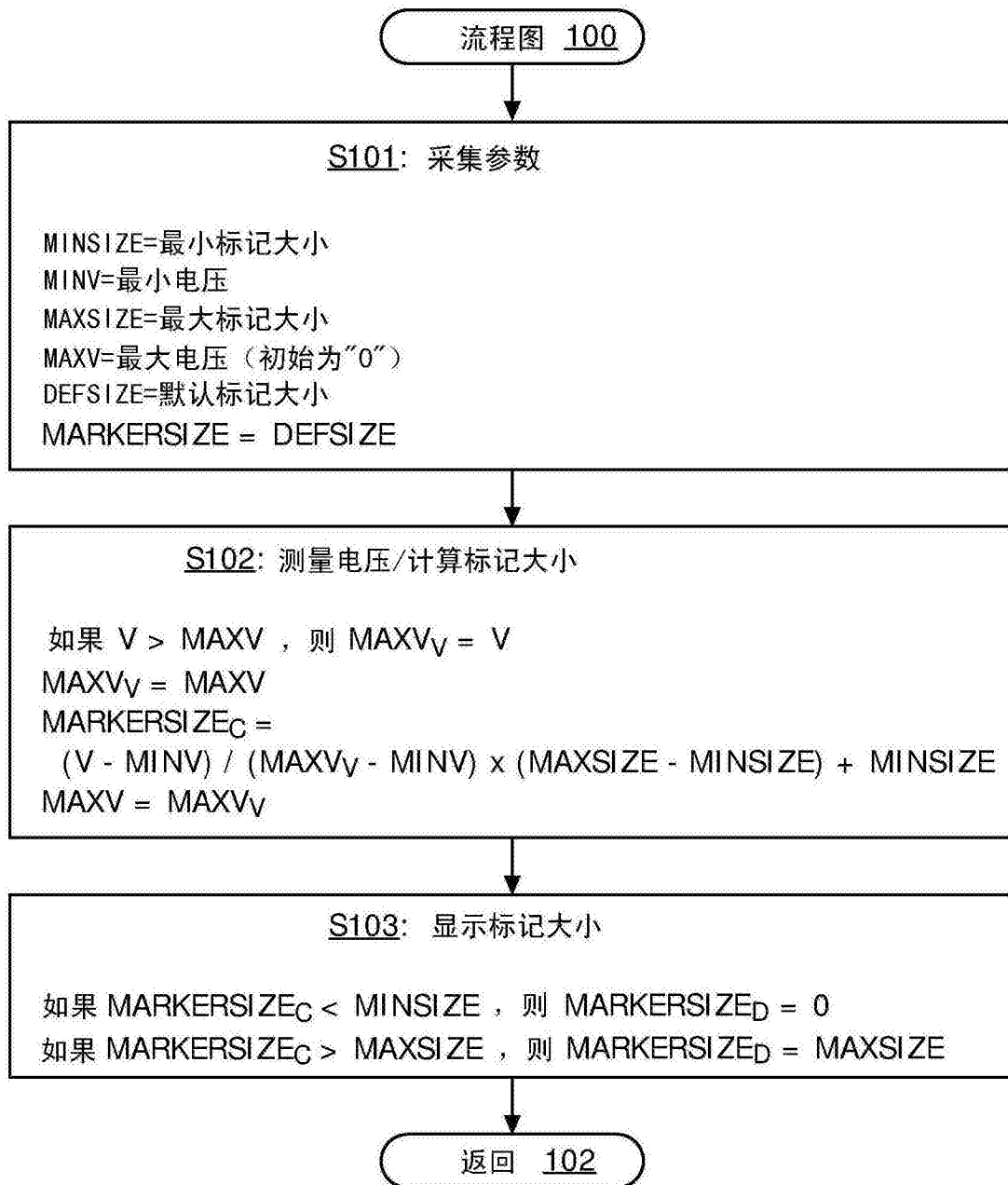


图7

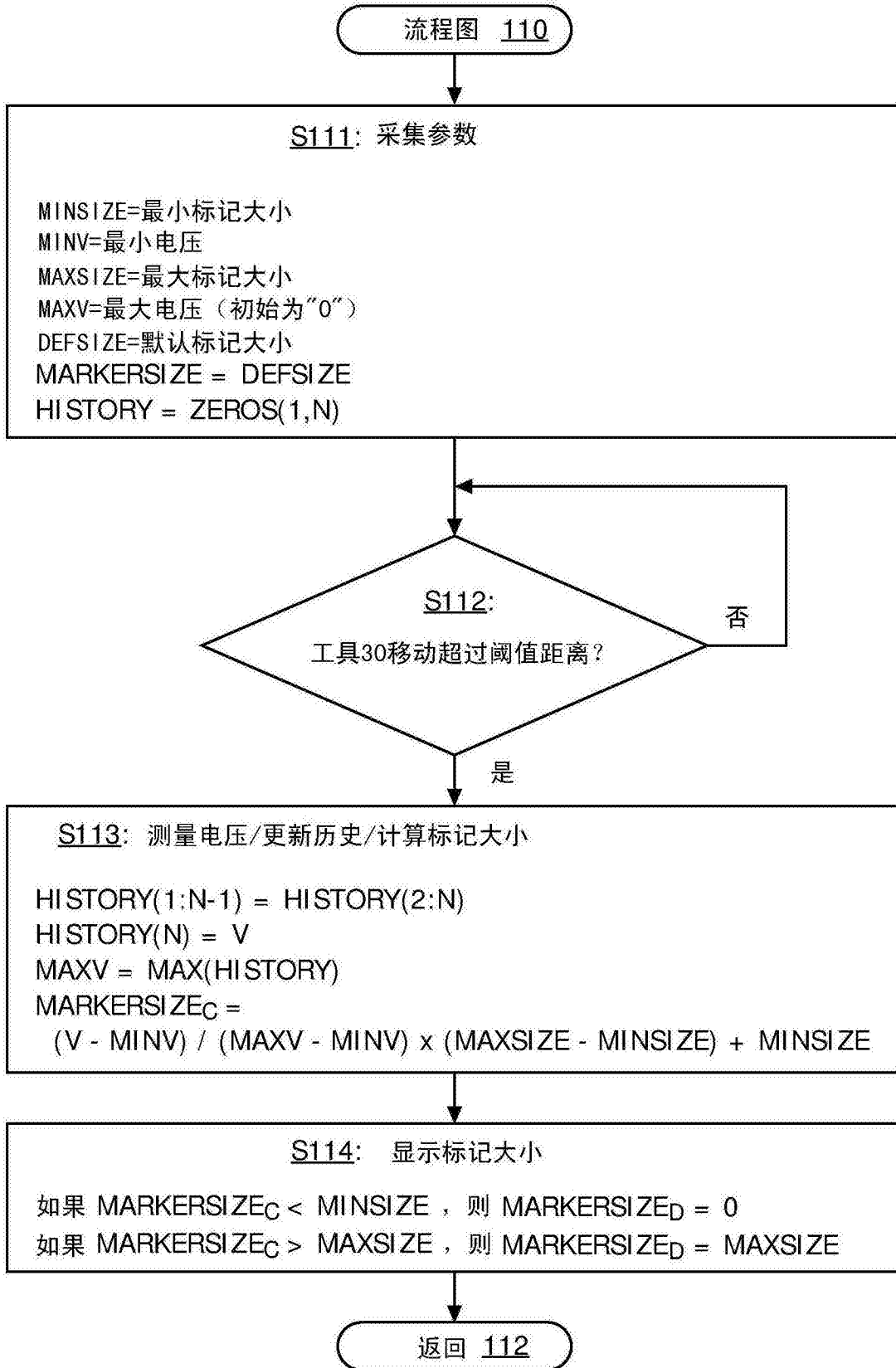


图8

专利名称(译)	相对超声成像平面的仪器对准和跟踪		
公开(公告)号	<a href="#">CN105873521A</a>	公开(公告)日	2016-08-17
申请号	CN201580003519.8	申请日	2015-01-02
[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 A61B8/00 A61B17/34 A61B34/30		
代理人(译)	李光颖 王英		
优先权	61/922882 2014-01-02 US		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

一种工具导航系统采用超声探头(20)、超声扫描器(60)、介入工具(30)(例如, 探针或导管)、多个超声换能器(21、31)、工具跟踪器(70)以及图像导航器。在操作中, 所述超声探头(20)生成用于扫描解剖区域的声学图像平面, 并且所述超声扫描器(60)根据所述解剖区域的扫描来生成所述解剖区域的超声图像。在所述扫描期间, 所述介入工具(30)在所述解剖区域内相对于所述声学图像平面被导航; 并且所述超声换能器(21、31)促进由所述工具跟踪器(70)对所述介入工具(30)相对于所述声学图像平面的位置的跟踪。所述图像导航器在由所述超声扫描器(60)生成的所述解剖区域的所述超声图像内显示图形图标以用于示出由所述工具跟踪器(70)对所述介入工具(30)相对于所述声学图像平面的距离的跟踪。由所述图像导航器响应于当所述介入工具(30)在所述解剖区域内被导航时所述介入工具(30)相对于所述声学图像平面的所跟踪的距离来调制所述图形图标的的一个或多个方面。

