



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 105992559 A

(43)申请公布日 2016. 10. 05

(21)申请号 201480076113.8

(74)专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司 72001

(22)申请日 2014.09.05

代理人 郑浩 姜甜

(30)优先权数据

14/136865 2013.12.20 US

(51)Int.Cl.

A61B 8/00(2006.01)

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

A61B 8/08(2006.01)

2016.08.22

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/US2014/054187 2014.09.05

(87)PCT国际申请的公布数据

W02015/094433 EN 2015.06.25

(71)申请人 通用电气公司

地址 美国.纽约州

(72)发明人 D.J.贝茨 M.哈尔曼

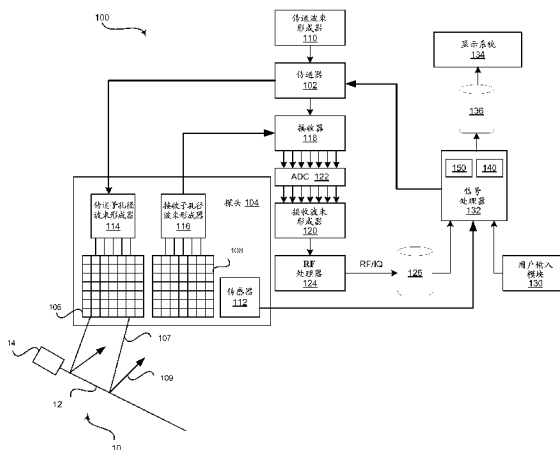
权利要求书2页 说明书11页 附图2页

(54)发明名称

用于自动针再校准检测的系统

(57)摘要

校准包含传感器和发射器的跟踪系统,并且至少部分基于由发射器发射并且由传感器检测到的跟踪信息,确定外科器械的所跟踪位置和定向。超声系统执行超声扫描以采集包含外科器械的超声扫描数据。超声系统基于超声扫描数据,确定外科器械的所扫描位置和定向。超声系统将所跟踪位置和定向与所扫描位置和定向比较以确定校准误差。如果校准误差超过阈值,则超声系统可(1)提示用户重复跟踪系统校准步骤,(2)自动再校准跟踪系统和/或超声系统,或者(3)提供用于继续进行跟踪系统和/或超声系统的自动再校准的用户选项。



1. 一种方法,包括:

校准包括传感器和发射器的跟踪系统,所述传感器和所述发射器分别附接到超声系统的探头和外科器械或在其内;

由所述超声系统的处理器至少部分基于由所述跟踪系统的所述发射器发射并且由所述跟踪系统的所述传感器检测到的跟踪信息,确定所述外科器械的所跟踪位置和定向;

由所述超声系统的所述探头执行超声扫描以采集超声扫描数据;

基于所述超声扫描数据而确定所述外科器械的所扫描位置和定向;以及

由所述处理器将所述外科器械的所述所跟踪位置和定向与所述外科器械的所述所扫描位置和定向比较以确定校准误差。

2. 如权利要求1所述的方法,包括如果所述校准误差超过阈值,则提供重复所述校准所述跟踪系统步骤的用户提示。

3. 如权利要求1所述的方法,包括如果所述校准误差小于阈值,则基于所述外科器械的所述所扫描位置和定向而自动再校准所述跟踪系统。

4. 如权利要求1所述的方法,包括如果所述校准误差小于阈值,则提供用于基于所述外科器械的所述所扫描位置和定向而继续进行所述跟踪系统的自动再校准的用户选项。

5. 如权利要求1所述的方法,其中基于用户输入而确定所述外科器械的所述所扫描位置和定向。

6. 如权利要求5所述的方法,其中所述用户输入包括在触摸屏显示器上追踪所述外科器械的图像。

7. 如权利要求1所述的方法,其中通过应用到所述超声扫描数据的图案识别处理来确定所述外科器械的所述所扫描位置和定向。

8. 如权利要求7所述的方法,其中所述发射器是耦合到所述外科器械的永磁体,并且所述跟踪信息包括磁场强度。

9. 如权利要求8所述的方法,其中所述跟踪系统采用外科环境外的所述外科器械进行校准,并且包括将所述外科器械引入到所述外科环境中,使得所校准的跟踪系统的所述传感器检测到由所述永磁体发射的所述磁场强度。

10. 如权利要求1所述的方法,包括下列至少之一:

如果所述校准误差小于阈值,则基于所述外科器械的所述所扫描位置和定向而自动再校准所述跟踪系统,以及

如果所述校准误差小于阈值,则提供用于基于所述外科器械的所述所跟踪位置和定向而继续进行所述超声系统的自动再校准的用户选项。

11. 一种系统,包括:

超声装置,包括:

处理器,可操作以:

基于由跟踪系统的发射器发射并且由所述跟踪系统的传感器检测到的跟踪信息而确定外科器械的所跟踪位置和定向,所述传感器和所述发射器分别附接到所述超声系统的探头和所述外科器械或在其内,

基于由探头采集的超声扫描数据而确定所述外科器械的所扫描位置和定向,以及

将所述外科器械的所述所跟踪位置和定向与所述外科器械的所述所扫描位置和定向

比较以确定校准误差;以及

基于所述校准误差而调整所述外科器械的所述所跟踪位置和定向与所述外科器械的所述所扫描位置和定向中至少之一。

12. 如权利要求11所述的系统,其中如果所述校准误差超过阈值,则提供校准所述跟踪系统的用户提示。

13. 如权利要求11所述的系统,其中如果所述校准误差小于阈值,则基于所述外科器械的所述所扫描位置和定向而自动校准所述跟踪系统。

14. 如权利要求11所述的系统,其中如果所述校准误差小于阈值,则提供用于基于所述外科器械的所述所扫描位置和定向而继续进行所述跟踪系统的自动校准的用户选项。

15. 如权利要求11所述的系统,其中下列至少之一:

如果所述校准误差小于阈值,则基于所述外科器械的所述所扫描位置和定向而自动重新校准所述超声系统,以及

如果所述校准误差小于阈值,则提供用于基于所述外科器械的所述所跟踪位置和定向而继续进行所述超声系统的自动校准的用户选项。

用于自动针再校准检测的系统

技术领域

[0001] 本发明的某些实施例涉及超声成像和外科器械跟踪。更具体地说,本发明的某些实施例涉及通过将超声数据中识别的针位置和定向与由跟踪系统提供的所跟踪针位置和定向比较用于自动针再校准检测的方法和系统。

背景技术

[0002] 超声成像是用于为人体中的器官和软组织成像的医学成像技术。超声成像使用实时、非侵入式高频声波产生二维(2D)图像和/或三维(3D)图像。

[0003] 在常规超声成像中,超声系统的操作员能够以各种模式采集图像,例如非混合模式和可包含以电子方式向左或向右(在2D)转向或向左、向右、向内或向外(在3D中)转向的混合模式。术语“混合”一般指非相干组合多个数据集以创建新的单个数据集。多个数据集可各通过使用不同成像属性(比如例如孔径和/或频率)从不同角度为对象成像和/或为附近对象成像(例如稍微平面外转向)来获得。这些混合技术可独立或组合使用以改进图像质量。

[0004] 超声成像可在定位人体内所期望位置处的器械中 useful。例如,为了在组织样本上执行活检,重要的是准确定位活检针,使得活检针尖穿透期望被采样的组织。通过使用超声成像系统实时查看活检针,能够将活检针向目标组织引导并且插入所要求深度。因此,通过使待采样的组织和穿透器械显影,能够实现器械相对于组织的准确放置。

[0005] 常规活检针是镜面反射镜,意味着关于从其反射的超声波,它表现得像镜子一样。在等于在传送的超声波束与针之间角度的角度,从针反射离开超声。理想地,入射超声波束相对于外科针实质上将会是垂直的,以便最有效地使针显影。相对于换能器阵列的轴,即垂直于换能器阵列的面的假想线,插入针的角度越小,使针显影就变得越困难。在使用线性探头和常规针的典型活检程序中,几何形状是这样的,以至于大多数传送的超声能量由针从换能器阵列面反射离开,并且因此不能很好地由超声成像系统检测到,并且可对于操作员难以识别。

[0006] 在一些情况下,电子转向能够通过增大传送的超声波束撞击在针上的角度来改进外科针的显影,这因为来自针的反射被引导更靠近换能器阵列,从而增大了对针的系统灵敏度。通过使用操作以扫描而无需转向(即,采用垂直于阵列引导的波束)的线性换能器阵列采集帧和通过促使线性换能器阵列采用向针转向的波束进行扫描而采集的一个或多个帧,能够形成针的合成图像。通过求和、平均、峰值检测或其它组合方式,将分量帧组合成混合图像。与非混合超声图像相比,混合图像可显示增强的镜面反射镜描绘,其用于突出图像中结构信息。

[0007] 在执行诸如活检程序的医疗程序时,超声成像系统操作员经常依赖技术。跟踪系统可提供针相对于例如患者、参考坐标系统或超声探头的定位信息。甚至在针不在当前成像和显示的组织区域或体积内时,操作员也可参考跟踪系统以查明针的位置。同样,跟踪或导航系统允许操作员使患者的解剖显影,并且更好地跟踪针的位置和定向。操作员可使

用跟踪系统确定何时针定位在所期望位置,使得操作员可在所期望或受伤区上定位或操作,同时避免其它结构。通过有利于改进在对患者有更轻影响的更小器械上的控制,增大在患者内定位医疗器械中的精度可提供侵入性更低的医疗程序。采用更小、更精制的器械获得改进的控制和精度也可降低与诸如开放手术的侵入性更高出现关联的风险。

[0008] 跟踪系统例如可以是电磁或光学跟踪系统。电磁跟踪系统可采用永磁体作为发射器,并且采用传感器作为接收器,或者能够采用线圈作为接收器和传送器。由一个或多个永磁体或一个或多个传送器线圈生成的磁场可由一个或多个传感器或一个或多个接收器线圈检测到,并且用于确定例如外科器械的位置和定向信息。在执行医疗程序前,校准跟踪系统。例如,在包括耦合到外科针或在其内的永磁体发射器和耦合到探头或在其内的一个或多个传感器的跟踪系统中,可从外科环境去除针,使得能够校准跟踪系统以去除由一个或多个传感器检测到的环境磁场或将其归零。然而,检查室(procedure room)中磁场的随后变化(例如,金属对象的引入)或甚至在程序期间手持式超声探头的轻微移动(例如,旋转)能够造成跟踪系统的定位误差,这可迫使跟踪系统的再校准。在使用永磁体的已知跟踪系统中,例如通常通过从外科环境去除包含发射器的外科器械来执行再校准,在外科器械例如在患者内时这能够是不方便的。

[0009] 通过参照附图,比较此类系统与如本申请的剩余部分中阐述的本发明的一些方面,常规和传统方式的另外限制和缺点对于本领域技术人员将是显然的。

发明内容

[0010] 提供了实质上如在至少一个附图中所示和/或结合至少一个附图所描述,如权利要求中更全面阐述的用于自动针再校准检测的系统 and/或方法。

[0011] 从下面的描述和附图中,将更全面理解本发明的这些和其它优点、方面和新颖特征及其图示实施例的细节。

[0012] 附图简述

图1是根据本发明的实施例,通过将在超声数据中识别的针位置和定向与由跟踪系统提供的所跟踪针位置和定向比较,可操作以提供自动针再校准检测的示范超声系统的框图。

[0013] 图2是图示根据本发明的实施例,通过将在超声数据中识别的针位置和定向与由跟踪系统提供的所跟踪针位置和定向比较,可用于提供自动针再校准检测的示范步骤的流程图。

具体实施方式

[0014] 在用于通过将超声数据中识别的针位置和定向与由跟踪系统提供的所跟踪针位置和定向比较,提供自动针再校准检测的方法和系统中,可找到本发明的某些实施例。

[0015] 在结合附图阅读时,将更好地理解前面概述及某些实施例的下面详细描述。就附图图示各种实施例的功能块的简图而言,功能块不一定指示硬件电路系统之间的分割。因此,例如,一个或多个功能块(例如,处理器或存储器)可在单件硬件(例如,通用信号处理器或随机存取存储器块、硬盘或诸如此类)或多件硬件中实现。类似地,程序可以是独立程序,可以作为子例程包含在操作系统中,可以是安装的软件包的功能及诸如此类。应理解,各种

实施例不限于附图中所示的布置和手段。也应理解,可组合实施例,或者可利用其它实施例,并且在不脱离本发明的各种实施例的范围的情况下,可进行结构、逻辑和电气变化。因此,下面的详细描述不要从限制的意义进行,并且本发明的范围由所附权利要求及其等效物限定。

[0016] 如本文所使用的,以单数形式陈述或采用单词“一”或“一个”进行的元素或步骤应理解为不排除所述元素或步骤的复数,除非明确规定此种排除。此外,对“实施例”、“一个实施例”、“代表性实施例”、“示范实施例”、“各种实施例”、“某些实施例”及诸如此类的提及不意图解释为排除也包含所陈述特征的附加实施例的存在。另外,除非明确相反规定,否则,“包括”、“包含”或“具有”具有特定属性的元素或多个元素的实施例可包含不具有那个属性的附加元素。

[0017] 而且,如本文中所使用的,术语“图像”在广义上指可视图像和代表可视图像的数据。然而,许多实施例生成(或配置成生成)至少一个可视图像。另外,如本文中所使用的,短语“图像”用于指超声模式,例如B模式、CF模式和/或CF的子模式,例如TV1、Angio、B-flow、BM1、BM1_Angio,并且在一些情况下也例如MM、CM、PW、TVD、CW,其中,“图像”和/或“平面”包含单个波束或多个波束。

[0018] 此外,如本文中所使用的,术语处理器或处理单元指能够执行本发明需要的要求计算的任何类型的处理单元,例如单核或多核:CPU、图形板、DSP、FPGA、ASIC或其组合。

[0019] 应注意,本文中所描述生成或形成图像的各种实施例可包含用于形成图像的处理,处理在一些实施例中包含波束形成,并且在其它实施例中不包含波束形成。例如,在没有波束形成的情况下,例如通过将解调的数据的矩阵乘以系数的矩阵,能够形成图像,使得产品为图像,并且其中过程不形成任何“波束”。而且,图像的形成可使用信道组合执行,信道组合可源于多于一个传送事件(例如,综合孔径技术)。

[0020] 在各种实施例中,在软件、固件、硬件或其组合中执行超声处理以形成图像,例如,包含诸如接收波束形成的超声波束形成。图1中图示具有根据各种实施列形成的软件波束形成器体系结构的超声系统的一个实现。

[0021] 图1是根据本发明的实施例,通过将超声数据109中识别的针10位置和定向与由跟踪系统14、112提供的所跟踪针10位置和定向比较,可操作以提供自动针再校准检测的示范超声系统100的框图。参照图1,示出外科器械10和超声系统100。外科器械10能够是包括针部分12和针发射器14的外科针。然而,本发明在此方面不受限制。相应地,在本发明的一些实施例中,外科器械可以是任何适合的外科器械。超声系统100包括传送器102、超声探头104、传送波束形成器110、接收器118、接收波束形成器120、RF处理器124、RF/IQ缓冲器126、用户输入模块130、信号处理器132、图像缓冲器136以及显示系统134。

[0022] 外科针10包括针部12,该针部包含末梢插入端和近侧毂端。针发射器14在近侧毂端附接到针部12和/或固定在附接到针部12的近侧毂端的外壳内。针发射器14能够与例如超声系统100探头104的探头传感器112对应。发射器可以是与传感器对应的永磁体、与接收器对应的电磁线圈、与光电检测器对应的光源或与传感器对应以形成跟踪系统的任何适合的发射器。作为示例,针发射器14可包括磁性元件,磁性元件生成可由探头传感器112的一个或多个传感器检测到的磁场,以使外科针10的位置和定向能够由超声系统100来跟踪。

[0023] 传送器102可包括可以可操作以驱动超声探头104的适合逻辑、电路系统、接口和/

或代码。超声探头104可包括可以可操作以执行一定程度的波束转向的适合逻辑、电路系统、接口和/或代码,波束转向可垂直于扫描平面方向。超声探头104可包括压电元件的二维(2D)或三维(3D)阵列。在本发明的示范实施例中,超声探头104可包括可操作通过适合延迟来以所期望焦深在所期望空间3D方向上转向波束的元件的三维(3D)阵列。超声探头104可包括通常构成相同元件的一组传送换能器元件106和一组接收换能器元件108。超声探头104可包括用于与针发射器14协调以跟踪外科针10的位置的传感器112。传感器112能够与永磁体、电磁线圈、光源或能够与传感器112对应以形成跟踪系统的任何适合发射器14对应。

[0024] 传送波束形成器110可包括可以可操作以控制传送器102的适合逻辑、电路系统、接口和/或代码,传送器102通过传送子孔径波束形成器14,驱动该组传送换能器元件106以将超声传送信号107发射到感兴趣区域(例如,人、动物、地下空洞、物理结构及诸如此类)。传送的超声信号107可从象血细胞或组织的感兴趣的对象中的结构及象外科针10的感兴趣区域或对象中的任何外科器械背向散射以产生回波109。回波109由接收换能器元件108接收。

[0025] 超声探头104中的该组接收换能器元件108可以可操作以将接收的回波109转换成模拟信号,通过接收子孔径波束形成器116进行子孔径波束形成,并且随后被传递到接收器118。

[0026] 接收器118可包括可以可操作以接收和解调来自接收子孔径波束形成器116的信号的适合逻辑、电路系统、接口和/或代码。解调的模拟信号可被传递到多个A/D转换器122的一个或多个。

[0027] 多个A/D转换器122可包括可以可操作以将来自接收器118的解调的模拟信号转换成对应数字信号的适合逻辑、电路系统、接口和/或代码。多个A/D转换器122设置在接收器118与接收波束形成器120之间。然而,本发明在此方面不受限制。相应地,在本发明的一些实施例中,多个A/D转换器122可集成在接收器118内。

[0028] 接收波束形成器120可包括可以可操作以对从多个A/D转换器122接收的信号执行数字波束形成处理的适合逻辑、电路系统、接口和/或代码。得到的处理信息可转换回对应RF信号。从接收波束形成器120输出的对应输出RF信号可被传递到RF处理器124。根据本发明的一些实施例,接收器118、多个A/D转换器122和波束形成器120可集成到可以是数字的单个波束形成器。

[0029] RF处理器124可包括可以可操作以解调RF信号的适合逻辑、电路系统、接口和/或代码。根据本发明的实施例,RF处理器124可包括可操作以解调RF信号以形成代表对应回波信号的1/Q数据对的复解调器(未显示)。随后,可将RF或1/Q信号数据传递到RF/1Q缓冲器126。

[0030] RF/1Q缓冲器126可包括可以可操作以提供由RF处理器124生成的RF或1/Q信号数据的暂时存储的适合逻辑、电路系统、接口和/或代码。

[0031] 用户输入模块130可用于输入患者数据、外科器械数据、扫描参数、设置、配置参数,变化扫描模式及诸如此类。在本发明的示范实施例中,用户输入模块130可以可操作以配置,管理和/或控制超声系统100中的一个或多个组件和/或模块的操作。在此方面,用户输入模块130可以可操作以配置,管理和/或控制传送器102、超声探头104、传送波束形成器

110、接收器118、接收波束形成器120、RF处理器124、RF/1Q缓冲器126、用户输入模块130、信号处理器132、图像缓冲器136和/或显示系统134的操作。

[0032] 信号处理器132可包括可以可操作以处理超声扫描数据(即,RF信号数据或1Q数据对)用于生成在显示系统134上显示的超声图像的适合逻辑、电路系统、接口和/或代码。信号处理器132可操作以根据在采集的超声扫描数据上多个可选择的超声形态,执行一个或多个处理操作。在本发明的示范实施例中,信号处理器132可以可操作以执行混合、运动跟踪和/或斑点跟踪。采集的超声扫描数据可在接收回波信号109时在扫描会话期间实时处理。另外地或备选地,超声扫描数据可在扫描会话期间暂时存储在RF/1Q缓冲器126中,并且在有效或离线操作中以低于实时处理。在示范实施例中,信号处理器132可包括空间混合模块140。

[0033] 超声系统100可以可操作来以适合用于讨论中的成像情况的帧速率持续采集超声扫描数据。典型的帧速率范围从20-70,但可更低或更高。采集的超声扫描数据可以以能够与帧速率相同或更慢或更快的显示速率在显示系统134上显示。图像缓冲器136被包含用于存储未调度成立即显示的采集的超声扫描数据的所处理帧。优选地,图像缓冲器136具有足够的容量以存储至少几秒的超声扫描数据的帧。超声扫描数据的帧根据其采集的顺序或时间以有利于其检索的方式存储。图像缓冲器136可体现为任何已知数据存储媒介。

[0034] 空间混合模块140是可选的,并且可包括可以可操作以组合对应于多个不同角度的多个转向帧以产生混合图像的适合逻辑、电路系统、接口和/或代码。在实施例中,由模块140提供的混合可包含在某个角度转向或引导以基于由跟踪系统提供的针位置和定向信息从针10产生更强反射的帧。

[0035] 信号处理器132可包括可以可操作以处理采集的跟踪信息(即,来自传感器112或14的磁场强度数据或任何适合跟踪信息)用于确定外科器械10的所跟踪位置和定向,以及处理超声扫描数据(即,RF信号数据或1Q数据对)用于确定在超声扫描数据内检测到的外科器械10的所扫描位置和定向的适合逻辑、电路系统、接口和/或代码。信号处理器132可包括可以可操作以将外科器械10的所跟踪位置和定向与外科器械10的所扫描位置和定向比较以确定校准误差的适合逻辑、电路系统、接口和/或代码,校准误差例如能够是超声系统校准误差或跟踪系统校准误差。信号处理器132可操作以执行一个或多个处理操作以确定并且比较外科针10的所跟踪和所扫描位置和定向信息。在示范实施例中,信号处理器132可包括处理模块150。

[0036] 处理模块150可包括可以可操作以通过将超声数据109中识别的针10位置和定向与由跟踪系统14、112提供的所跟踪针10位置和定向比较来运用跟踪数据和超声扫描数据的处理以提供自动针再校准检测的适合逻辑、电路系统、接口和/或代码。在此方面,处理模块150可包括可以可操作以运用采集跟踪信息(即,来自传感器112或14的磁场强度数据或任何适合跟踪信息)的处理用于计算针位置和定向和/或用于确定超声波束转向角度的适合逻辑、电路系统、接口和/或代码。此外,处理模块150可包括可以可操作以运用在确定的超声波束转向角度采集的超声扫描数据的处理,例如用于确定在超声扫描数据内检测到的针10的所扫描位置和定向的适合逻辑、电路系统、接口和/或代码。在代表性实施例中,通过例如图案识别或任何适合的检测方法,能够在超声扫描数据内检测到针10的所扫描位置和定向。

[0037] 处理模块150可包括可以可操作以执行一个或多个处理操作,以计算并且比较外科针10的所跟踪和所扫描位置和定向信息,以确定跟踪系统和/或超声系统校准误差的适合逻辑、电路系统、接口和/或代码。在各种实施例中,处理模块150可包括可以可操作以通过先从跟踪系统14、112的传感器范围去除外科针10(例如,如果确定的校准误差超过阈值),自动再校准(例如,如果校准误差低于某一阈值级别),提示具有自动再校准的选项的用户和/或提示用户再校准跟踪系统14、112的适合逻辑、电路系统、接口和/或代码。

[0038] 在本发明的示范实施例中,相对于一个或多个探头传感器112,针发射器14的X、Y和Z坐标位置能够由信号处理器132使用诸如由一个或多个探头传感器112感测的磁场强度数据的跟踪数据实时确定。与如由信号处理器132已知或者输入到信号处理器132中的相对于末梢插入端的针部12的长度和针发射器14的位置一起,由信号处理器132确定的位置和定向信息使信号处理器132能够实时准确地确定相对于一个或多个探头传感器112的外科针10的整个长度的位置和定向。由于信号处理器132能够确定相对于一个或多个探头传感器112的针10的位置和定向,因此,相对于超声图像,针10的位置和定向也能够由信号处理器132准确地确定。一个或多个探头传感器112配置成在超声系统100的操作期间持续检测来自针10的发射器14的跟踪数据。这使信号处理器132能够以用于采集捕捉针10的超声扫描数据的更好可能性(例如,通过增大相对于预期针位置的波束角度)可选地确定超声波束转向角度,并且持续更新针10的所跟踪位置和定向,供在将针10的所跟踪位置和定向与针10的所扫描位置和定向比较中使用以确定校准误差。

[0039] 例如在确定的超声波束转向角度采集的超声扫描数据能够提供到处理模块150。在某些实施例中,除其它之外,处理模块150可应用图案识别算法到采集的超声数据,以计算在超声扫描数据内检测到的针10的所扫描位置和定向。处理模块150能够配置成持续跟踪在采集的超声数据中针10的位置和定向供与持续检测到的跟踪数据进行比较,使得实质上实时确定校准误差。在代表性实施例中,如果确定的校准误差小于预确定的阈值(即,误差相对小),则能够自动启动再校准程序,或者可给出用于启动用于再校准跟踪系统的自动程序的用户提示。如果确定的校准误差超过预确定的阈值,则相反,在从外科环境去除针10,使得永磁体14例如在一个或多个探头传感器112范围外后,可给出重复初始校准程序的用户提示。

[0040] 在操作中和在本发明的示范实施例中,在发射器14在一个或多个传感器112范围外的情况下,校准配置成检测与针10包含在一起的磁性发射器14的磁场的超声探头104的一个或多个传感器112。在校准跟踪系统14、112后,探头104挨着患者皮肤放置,将超声波束107传送到患者内的目标,并且接收用于生成超声图像的超声回波109。目标的超声图像能够在超声系统100的显示器134上描绘。超声系统100的信号处理器132基于采集的超声扫描数据,生成超声图像,图像包括针10的代表。针10例如在超声图像数据的平面中时,代表可以是针10的图像。另外地和/或备选地,在例如针10在超声图像数据的平面外或者只是由于相对于针10,传送的波束的浅角而未生成强反射时,代表能够是重叠在目标的超声图像上针10的虚拟代表。在各种实施例中,能够通过混合目标的超声图像数据,生成超声图像。

[0041] 系统100配置成检测外科针10的位置和定向。具体而言,探头104的一个或多个传感器112配置成检测与针10包含在一起的磁性发射器14的磁场。一个或多个传感器112配置成在空间上在三维空间中检测磁性发射器14。同样,在超声系统100的操作期间,由磁性发

射器14发射并且由一个或多个传感器112感测的磁场强度数据被传递到信号处理器132的处理模块150,该模块持续计算针10的实时位置和/或定向。针10的实时所跟踪位置和/或定向可例如用于确定波束转向角度。确定的波束转向角度由超声探头104可选地应用以执行超声扫描,从而更好地捕捉针10。采集的超声扫描数据由信号处理器132的处理模块150处理,以确定针10的所扫描位置和/或定向。由处理模块150将针10的所扫描位置和/或定向与针10的所跟踪位置和/或定向比较,以确定跟踪系统14、112或超声系统100的校准误差。如果跟踪系统14、112或超声系统100的校准误差超过预确定的阈值,则能够启动再校准程序。在各种实施例中,再校准程序能够是用于基于针10的所扫描位置和/或定向而再校准跟踪系统,或者基于针10的所跟踪位置和/或定向而再校准超声系统100的自动程序。在某些实施例中,超声系统100能够通知用户确定的校准误差和/或采用用于基于针10的所扫描或所跟踪位置和/或定向而继续进行自动再校准的选项提示用户。在实施例中,再校准程序可以是其中超声系统100能够提示用户在重新启动医疗程序前去除针10并且重新执行跟踪系统校准的程序。

[0042] 图2是图示根据本发明的实施例,通过将在超声数据109中识别的针10位置和定向与由跟踪系统14、112提供的所跟踪针10位置和定向比较,可用于提供自动针再校准检测的示范步骤的流程图。参照图2,示出包括示范步骤202到220的流程图200。本发明的某些实施例可忽略一个或多个步骤和/或以与所列顺序不同的顺序执行步骤,和/或组合下面讨论的某些步骤。例如,一些步骤在本发明的某些实施例中可不执行。作为又一示例,某些步骤可以以与下面所列不同的时间顺序执行,包含同时执行。

[0043] 在步骤202中,超声系统100中的超声探头104可以可操作以执行患者解剖的超声扫描以查找目标,使得探头104定位在目标处。

[0044] 在步骤204中,可校准跟踪系统。例如,在包括耦合到外科针10或在其内的永磁体发射器14和耦合到探头104或在其内的一个或多个传感器112的跟踪系统中,可从外科环境去除针10,使得能够校准跟踪系统以去除由一个或多个传感器112检测到的环境磁场或将其归零。

[0045] 在步骤206中,能够将外科针10引入到外科环境,与目标对齐,并且在探头保持固定时插入到患者解剖中。

[0046] 在步骤208中,超声系统100的信号处理器132的处理模块150能够至少部分基于从跟踪系统14、112接收的信息而计算针10的所跟踪位置和定向。例如,在包括耦合到外科针10或在其内的永磁体发射器14和耦合到探头104或在其内的一个或多个传感器112的跟踪系统中,一个或多个探头传感器112能够检测由针10的永磁体发射器14引入到外科环境中而造成的磁场变化。一个或多个探头传感器112可提供磁场强度数据到信号处理器132的处理模块150,使得能够实时确定相对于一个或多个探头传感器112的针发射器14的X、Y和Z坐标位置。具体而言,与如由处理模块150已知或者输入到处理模块150中的相对于末梢插入端的针部12的长度和针发射器14的位置一起由处理模块150确定的位置和定向信息使处理模块150能够实时准确地确定相对于一个或多个探头传感器112的外科针10的整个长度的位置和定向。

[0047] 在步骤210中,信号处理器132的处理模块150能够处理所跟踪针位置和定向,以可选地确定超声波束转向角度,与用于以其他方式为感兴趣的区域或对象成像的转向角度相

比,该波束转向角度具有提供强针10反射的更好机会。

[0048] 在步骤212中,超声系统100中的超声探头104可以可操作以执行患者解剖的超声扫描。在实施例中,超声扫描能够可选地基于确定的超声波束转向角度。例如,通过控制超声传送信号107到感兴趣区域中的发射,信号处理器132的处理模块150能够应用超声波束转向角度到传送器102和/或传送波束形成器110以采集包含针10的超声扫描数据。

[0049] 在步骤214中,能够从在步骤212处采集的超声扫描数据检测到针10的所扫描位置和定向。例如,信号处理器132的处理模块150可应用图案识别处理或任何适合的检测处理,以实质上实时确定相对于超声扫描数据的针10的X、Y和Z坐标位置。作为另一个示例,操作员能够经由用户输入模块130和/或触摸屏显示器134提供用户输入,以识别在显示的超声数据中针10的所扫描位置和定向。在各种实施例中,用户能够在触摸屏显示器134上追踪针10的图像以识别例如针10的所扫描位置和定向。

[0050] 在步骤216中,超声系统100的信号处理器132的处理模块150可将针10的所扫描位置和/或定向与针10的所跟踪位置和/或定向比较,以确定跟踪系统14、112或超声系统100的校准误差。例如,超声系统校准误差能够是可由不同组织类型中音速变化造成的超声扫描数据中的标度误差。

[0051] 在步骤218A-C中,超声系统100可操作以基于在步骤216处确定的校准误差和预确定的阈值而提供再校准程序。在各种实施例中,预确定的阈值可以可由用户,或者例如基于某个程序选择。在此方面,在本发明的一个实施例中,在步骤218A中,如果校准误差超过预确定的阈值,则在从外科环境去除针10,使得永磁体14在一个或多个探头传感器112的范围外后,超声系统100可操作以提供重复在步骤204中的初始校准程序的用户提示。在本发明的另一实施例中,在步骤218B中,如果校准误差小于预确定的阈值,则超声系统100可操作以基于确定的校准误差,自动再校准跟踪系统或超声系统。在步骤218C中,如果校准误差小于预确定的阈值,则超声系统100可操作以通知用户确定的校准误差和/或采用用于基于确定的校准误差而继续进行自动再校准的选项提示用户。在各种实施例中,一个或多个步骤218A-C能够是备选再校准程序。在某些实施例中,在例如执行方法200之前、期间和/或之后,能够从多个再校准程序218A-C中选择一个或多个再校准程序。

[0052] 在步骤220中,信号处理器132能够生成包括针10的代表的患者解剖的超声图像。例如,针10在超声扫描数据的平面中时,代表可以包含针10的图像。作为另一个示例,在针在超声扫描数据的平面中和/或平面外时,代表能够包含重叠在目标的超声图像上针10的虚拟代表。在各种实施例中,空间混合模块140能够通过混合目标的超声扫描数据,生成超声图像。在某些实施例中,混合的图像可包含在某个角度转向或引导以基于由跟踪系统提供的针位置和定向信息,从针10产生更强反射的帧。

[0053] 本发明的方面具有通过将超声数据109中识别的外科器械10位置和定向与由跟踪系统14、112提供的所跟踪外科器械10位置和定向比较,提供自动外科器械再校准检测的技术效果。根据本发明的各种实施例,方法200包括校准204包括传感器112和发射器14的跟踪系统,传感器112和发射器14分别附接到超声系统100的探头104和外科器械10的不同一个或在其内。

[0054] 方法200包括由超声系统100的处理器132、150至少部分基于由跟踪系统的发射器14发射并且由跟踪系统的传感器112检测到的跟踪信息而确定208外科器械10的所跟踪位

置和定向。方法200包括由超声系统100的探头104执行超声扫描107以采集超声扫描数据109。方法200包括基于超声扫描数据109而确定214外科器械10的所扫描位置和定向。方法200包括由处理器132、150将外科器械10的所跟踪位置和定向与外科器械10的所扫描位置和定向比较216以确定校准误差。

[0055] 在各种实施例中,外科器械10是针。在某些实施例中,方法200包括如果校准误差超过阈值,则提供重复校准跟踪系统步骤204的用户提示218A。在代表性实施例中,方法200包括如果校准误差小于阈值,则基于外科器械10的所扫描位置和定向,自动再校准218B跟踪系统。在各种实施例中,方法200包括如果校准误差小于阈值,则提供用于基于外科器械10的所扫描位置和定向而继续进行跟踪系统的自动再校准的用户选项218C。在某些实施例中,用户选择218C包括追踪在触摸屏显示器134上外科器械10的图像以继续进行跟踪系统的自动再校准。

[0056] 在代表性实施例中,通过应用到超声扫描数据109的图案识别处理,确定外科器械10的所扫描位置和定向。在各种实施例中,发射器14是耦合到外科器械12的永磁体,并且跟踪信息包括磁场强度。在某些实施例中,跟踪系统采用外科环境外的外科器械10进行校准,并且包括将外科器械10引入到外科环境中,使得校准的跟踪系统的传感器112检测到由永磁体14发射的磁场强度。

[0057] 在某些实施例中,方法200包括由处理器132基于超声扫描数据109,生成220超声图像,超声图像包括外科器械10的代表。在代表性实施例中,外科器械10在超声扫描数据109的平面中时,外科器械10的代表是外科器械10的图像,并且在外科器械10在超声扫描数据109的平面外时,外科器械10的代表是重叠在超声图像上的外科器械10的虚拟代表。

[0058] 在另一实施例中,甚至在外科器械在超声扫描数据的平面中,并且在显示的图像中明显可见时,持续显示重叠在超声系统上的外科器械10的虚拟代表。通过甚至在反射的针10代表明显可见时显示虚拟针10代表,操作员能够更好地识别可由处理器132、150未检测到的小校准误差。如果要发生该情况,则操作员能够使用用户输入模块130提示跟踪系统的再校准。在一些实施例中,用户甚至能够追踪在触摸屏显示器134上针10的反射的图像,以帮助系统更好地确定针10的位置和定向,用于跟踪系统的更准确再校准而不必从感兴趣的区域或对象去除针10。

[0059] 各种实施例提供包括超声装置100的系统,超声装置100包括处理器132、140、150和探头104。处理器132、150可操作以基于由跟踪系统的发射器14发射并且由跟踪系统的传感器112检测到的跟踪信息而确定外科器械10的位置和定向。传感器112和发射器14分别附接到超声装置100的探头104和外科器械10或在其内。处理器132、150可操作以基于由探头104采集的超声扫描数据109而确定外科器械10的所扫描位置和定向。处理器132、150可操作以将外科器械10的所跟踪位置和定向与外科器械10的所扫描位置和定向比较以确定校准误差。处理器132、150可操作以基于校准误差,调整外科器械10的所跟踪位置和定向或外科器械10的所扫描位置和定向。

[0060] 在某些实施例中,外科器械10是针。在代表性实施例中,发射器14是耦合到针10的永磁体。在各种实施例中,跟踪信息包括磁场强度。在某些实施例中,如果校准误差超过阈值,则提供校准跟踪系统的用户提示。在代表性实施例中,如果校准误差小于阈值,则基于外科器械10的所扫描位置和定向,自动校准跟踪系统。在各种实施例中,如果校准误差小于

阈值,则提供基于外科器械10的所扫描位置和定向用于继续进行跟踪系统的自动校准的用户选项。

[0061] 某些实施例提供已存储计算机程序的非暂时性计算机可读媒介,计算机程序包括可由机器运行,用于促使机器执行本文中公开的步骤200的至少一个代码段。示范步骤200可包括校准204包括传感器112和发射器14的跟踪系统。传感器112和发射器14可分别附接到超声系统100的探头104和外科器械10或在其内。步骤200能够包括至少部分基于由跟踪系统的发射器14发射并且由跟踪系统的传感器112检测到的跟踪信息,确定208外科器械10的所跟踪位置和定向。步骤200可包括执行212超声扫描107以采集超声扫描数据109。步骤200能够包括基于超声扫描数据109,确定214外科器械10的所扫描位置和定向。步骤200可包括将外科器械10的所跟踪位置和定向与外科器械10的所扫描位置和定向比较216以确定校准误差。

[0062] 在代表性实施例中,步骤200能够包括如果校准误差超过阈值,则提供重复校准跟踪系统步骤的用户提示218A。在各种实施例中,步骤200可包括如果校准误差小于阈值,则基于外科器械10的所扫描位置和定向,自动再校准218B跟踪系统。在某些实施例中,步骤200能够包括如果校准误差小于阈值,则提供用于基于外科器械10的所扫描位置和定向,继续进行跟踪系统的自动再校准的用户选项218C。

[0063] 如本文中所利用,术语“电路系统”指物理电子组件(即,硬件)和可配置硬件,由硬件运行和/或以其他方式与硬件关联的任何软件和/或固件(“代码”)。例如,如本文中所使用,特定处理器和存储器在运行代码的第一一行或多行时可包括第一“电路”,并且在运行代码的第二一行或多行时可包括第二“电路”。如本文中所利用,“和/或”意味着通过“和/或”结合的列表中任何一个或多个项。作为示例,“x和/或y”意味着三元素集 $\{(x), (y), (x, y)\}$ 的任何元素。作为另一个示例,“x、y和/或z”意味着七元素集 $\{(x), (y), (z), (x, y), (x, z), (y, z), (x, y, z)\}$ 的任何元素。如本文中所利用,术语“示范”意味着用作非限制性示例、实例或说明。如本文中所利用,术语“e.g.”和“例如”引起一个或多个非限制性示例、实例或说明的列表。如本文中所利用,无论何时电路系统包括执行功能必需的硬件和代码(如果任何是必需的),电路系统“可操作”以执行该功能,不管由某一用户可配置的设置是禁用还是不启用该功能的执行。

[0064] 本发明的其它实施例可提供在其上已存储机器代码和/或计算机程序的计算机可读装置和/或非暂时性计算机可读媒介和/或机器可读装置和/或非暂时性机器可读媒介,机器代码和/或计算机程序具有可由机器和/或计算机运行的至少一个代码段,由此促使机器和/或计算机执行如本文中所述的步骤,用于通过将超声数据中识别的针位置和定向与由跟踪系统提供的所跟踪针位置和定向比较来提供自动针再校准检测。

[0065] 相应地,本发明可在硬件、软件或硬件和软件的组合中实现。本发明可在至少一个计算机系统中以集中的方式实现,或者以分布方式实现,其中,不同的元素跨几个互连计算机系统散布。适用于执行本文中所述方法的任何种类的计算机系统或其它设备均是适合的。硬件和软件的典型组合可以是具有计算机程序的通用计算机系统,计算机程序在加载和运行时,控制计算机系统,使得它执行本文中描述的方法。

[0066] 本发明也可在计算机程序产品中体现,计算机程序产品包括使本文中所述方法能够实现的所有特征,并且计算机程序产品在计算机系统中加载时,能够执行这些方法。本上

下文中的计算机程序意味着以任何语言、代码或符号形式的指令集的任何表示,其意图促使具有信息处理能力的系统直接或在下面两个操作任意之一或两者后执行特定功能:a)到另一语言、代码或符号的转换;b)以不同材料形式的再现。

[0067] 虽然本发明已参照某些实施例描述,但本领域技术人员将理解,在不脱离本发明范围的情况下,可进行各种变化,并且可替代等效物。另外,在不脱离本发明范围的情况下,可进行许多修改以使特定情况或材料适应本发明的教导。因此,本发明不意图限于公开的特定实施例,而是,本发明将落入在所附权利要求书范围内的所有实施例。

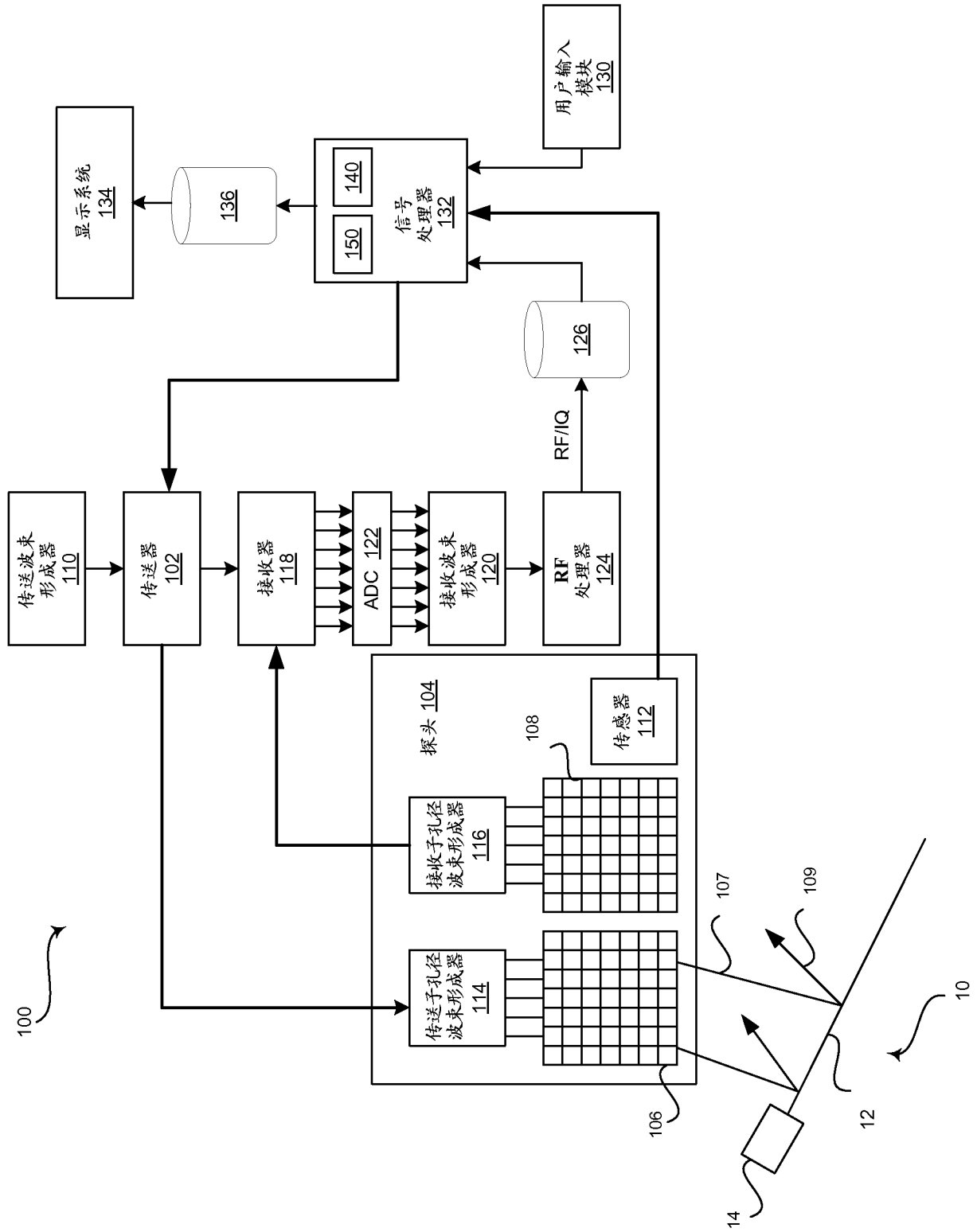


图 1

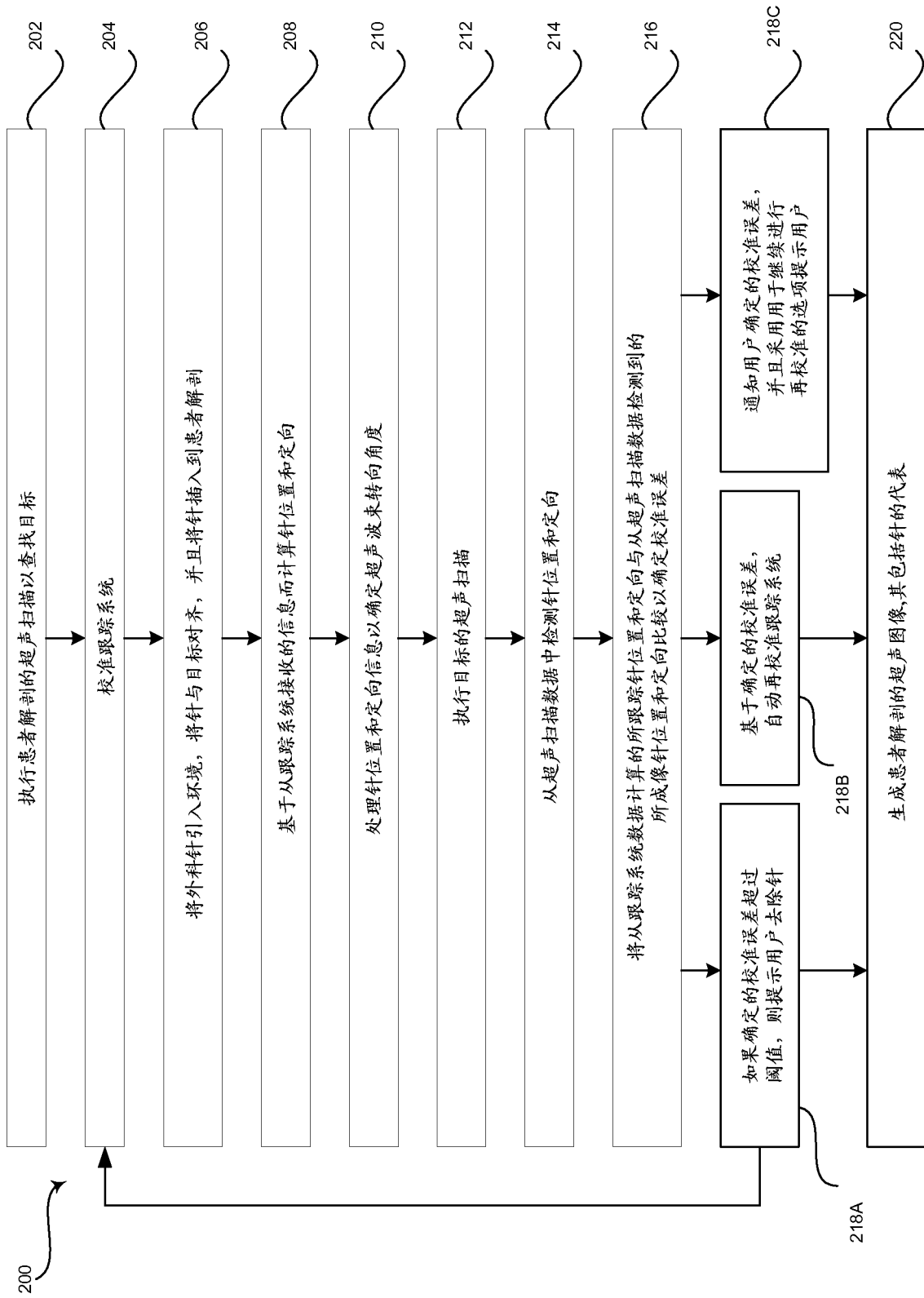


图 2

专利名称(译)	用于自动针再校准检测的系统		
公开(公告)号	CN105992559A	公开(公告)日	2016-10-05
申请号	CN201480076113.8	申请日	2014-09-05
[标]申请(专利权)人(译)	通用电气公司		
申请(专利权)人(译)	通用电气公司		
当前申请(专利权)人(译)	通用电气公司		
[标]发明人	D J 贝茨 M 哈尔曼		
发明人	D.J.贝茨 M.哈尔曼		
IPC分类号	A61B8/00 A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/58 A61B5/062 A61B8/0841 A61B8/14 A61B8/461 A61B8/467 A61B8/585 A61B17/3478 A61B90/37 A61B90/39 A61B2090/378 A61B2090/3958		
代理人(译)	郑浩 姜甜		
优先权	14/136865 2013-12-20 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

校准包含传感器和发射器的跟踪系统，并且至少部分基于由发射器发射并且由传感器检测到的跟踪信息，确定外科器械的所跟踪位置和定向。超声系统执行超声扫描以采集包含外科器械的超声扫描数据。超声系统基于超声扫描数据，确定外科器械的所扫描位置和定向。超声系统将所跟踪位置和定向与所扫描位置和定向比较以确定校准误差。如果校准误差超过阈值，则超声系统可(1)提示用户重复跟踪系统校准步骤，(2)自动再校准跟踪系统和/或超声系统，或者(3)提供用于继续进行跟踪系统和/或超声系统的自动再校准的用户选项。

