



## (12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110290752 A

(43)申请公布日 2019.09.27

(21)申请号 201880011827.9

(22)申请日 2018.02.14

(30)优先权数据

62/458,763 2017.02.14 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2019.08.14

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2018/053714 2018.02.14

(87)PCT国际申请的公布数据

W02018/149887 EN 2018.08.23

(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 M·D·波伦

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司  
72002

代理人 孟杰雄

(51)Int.Cl.

A61B 8/08(2006.01)

A61B 8/00(2006.01)

A61B 17/34(2006.01)

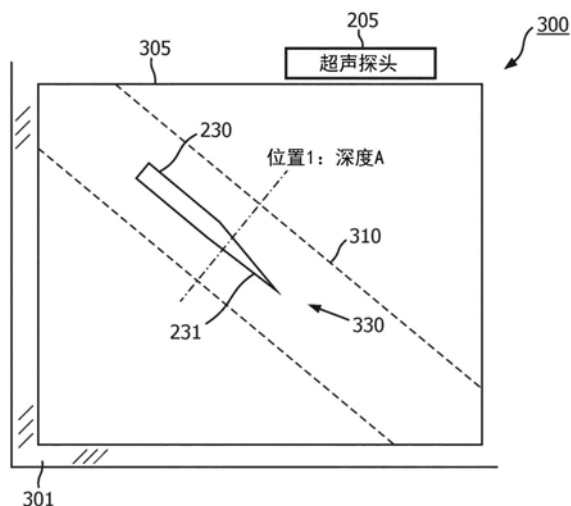
权利要求书2页 说明书9页 附图5页

### (54)发明名称

超声系统中用于设备跟踪的焦点跟踪

### (57)摘要

一种超声系统,包括:超声探头(205);和图像处理器(202),其用于根据由所述探头接收到的声学数据生成超声图像,并且用于自动地做出对波束形成声学脉冲位置的调节并且根据在用户接口上可用的预先建立的用户图像调节选择导出对脉冲位置的调节。建立被显示在显示器(300)上的医学设备(230)的远端(231)的深度与发射焦点深度之间的关系。所述医学设备(230)的所述远端的深度被用于生成相对于发射焦点深度的增量/减量。



1. 一种超声系统 (210), 包括:

探头 (205), 其包含换能器阵列 (207);

采集模块 (211), 其被耦合到所述换能器阵列;

收发器 (213), 其被耦合到所述采集模块, 用于与调节模块 (215) 通信, 其中, 所述调节模块被配置为自动地做出对波束形成声学脉冲特性的调节; 以及

图像处理器 (202), 其用于根据由所述换能器 (213) 接收到的声学数据来生成超声图像;

其中, 所述图像处理器被配置为检测医学设备 (230) 在包括感兴趣区域的图像场内的位置;

其中, 对所述波束形成声学脉冲特性的所述调节是根据所述医学设备 (230) 的检测到的位置的; 并且

其中, 对所述波束形成声学脉冲特性的所述调节是根据在用户接口上可用的预先建立的用户图像调节选择导出的。

2. 根据权利要求1所述的系统, 其中, 对所述波束形成声学脉冲特性的所述调节优化接收到的信号的特异性和灵敏度。

3. 根据权利要求1所述的系统, 其中, 对所述波束形成声学脉冲特性的所述调节包括焦点深度。

4. 根据权利要求1所述的系统, 其中, 建立被显示在显示器 (300) 上的所述医学设备 (230) 的远端 (231) 的深度与焦点深度之间的关系。

5. 根据权利要求1所述的系统, 其中, 所述图像处理器被配置为基于所述医学设备 (230) 的远端的深度来生成相对于焦点深度的增量/减量。

6. 根据权利要求1所述的系统, 其中, 所述图像处理器被配置为周期性地将所述医学设备 (230) 的远端的深度与焦点深度进行比较。

7. 根据权利要求6所述的系统, 其中, 所述图像处理器被配置为在固定数量的扫描帧之后更新所述焦点深度。

8. 根据权利要求1所述的系统, 其中, 所述图像处理器被配置为当医学设备 (230) 的深度改变超过预定阈值距离时调节焦点深度。

9. 根据权利要求8所述的系统, 其中, 所述处理器还被配置为使用滞后来防止焦点深度中的振荡。

10. 一种超声系统 (210), 包括:

至少一个换能器 (205);

采集模块 (211), 其被耦合到所述换能器;

信号处理器 (201), 其被配置用于能够移除地连接到所述至少一个换能器 (205), 所述信号处理器被配置为通过与所述采集模块 (211) 通信将电信号应用到所述至少一个换能器, 从而使所述至少一个换能器将超声能量递送到对象 (240) 中的部位; 以及

图像处理器 (202), 其用于根据由所述换能器 (205) 接收到的声学数据来生成超声图像, 并且还用于识别所述对象 (240) 的感兴趣区域 (242) 内的医学仪器 (230) 的远端并且建立被显示在显示器 (300) 上的所述医学仪器的远端的深度与焦点深度之间的关系。

11. 根据权利要求10所述的系统, 其中, 所述图像处理器被配置为基于所述医学设备

(230)的所述远端的所述深度来生成相对于焦点深度的增量/减量。

12. 根据权利要求10所述的系统,其中,所述图像处理器被配置为周期性地将所述医学设备(230)的所述远端的所述深度与焦点深度进行比较。

13. 根据权利要求12所述的系统,其中,所述图像处理器被配置为在固定数量的扫描帧之后更新所述焦点深度。

14. 根据权利要求10所述的系统,其中,所述图像处理器被配置为当医学设备(230)的深度改变超过预定阈值距离时调节所述焦点深度。

15. 根据权利要求14所述的系统,其中,所述图像处理器还被配置为使用滞后来防止焦点深度中的振荡。

16. 一种用于确定对象(240)内的医学设备(230)的深度的方法,所述方法包括:  
通过包含换能器阵列(207)的探头(205)来采集感兴趣区域的图像;  
自动地做出对波束形成声学脉冲特性的调节;并且  
检测包括所述感兴趣区域的图像场内的医学设备(230)的位置;  
其中,对所述波束形成声学脉冲特性的所述调节是根据所述医学设备(230)的检测到的位置的;并且

其中,对所述波束形成声学脉冲特性的所述调节是根据在用户接口上可用的预先建立的用户图像调节选择导出的。

17. 根据权利要求16所述的方法,其中,对所述波束形成声学脉冲特性的所述调节优化接收到的信号的特异性和灵敏度。

18. 根据权利要求16所述的方法,其中,对所述波束形成声学脉冲特性的所述调节包括焦点深度。

19. 根据权利要求16所述的方法,其中,建立被显示在显示器上的所述医学设备(230)的远端的深度与焦点深度之间的关系。

20. 根据权利要求16所述的方法,其中,所述医学设备(230)的远端的深度被用于生成相对于焦点深度的增量/减量。

21. 根据权利要求16所述的方法,其中,周期性地将所述医学设备(230)的远端的深度与焦点深度进行比较。

22. 根据权利要求21所述的方法,其中,所述焦点深度在固定数量的扫描帧之后被更新。

23. 根据权利要求16所述的方法,其中,当所述医学设备(230)的深度改变超过预定阈值距离时调节焦点深度。

24. 根据权利要求23所述的方法,其中,滞后被用于防止焦点深度中的振荡。

## 超声系统中用于设备跟踪的焦点跟踪

### 技术领域

[0001] 本公开涉及超声设备,并且更具体地涉及自动地选择超声探头的发射焦点深度以紧密地匹配并且跟踪针尖端深度。

### 背景技术

[0002] 微创介入需要对诸如针或导管的物体的精确可视化和相对于被成像的解剖结构的实时定位。术中超声常常被用于这些目的。各种超声系统在市场是可用的,其利用用于跟踪患者的身体中的物体的位置的一些方法。这样的系统共享以下公共属性:在系统中数字地表示物体的每个检测到的位置,从而允许位置的显示;以及位置通常结合主动扫描周期性地更新,使得实时超声图像显示器还可以示出被跟踪的物体的检测到的位置。一些系统提供将图像中的检测到的物体的路径示出为历史(物体来自何处)或者未来推测(如果在相同方向上移动则其将去往何处)或两者的模块。生成这样的投影路径通常借助于本领域中公知的方法。一个方法是包括机械夹具,如安装在超声探头上的针引导,其简单地约束物体以跟随预定路径,即,当物体被插入时相对于超声探头物理地约束物体的路径。其他手段包括对设备进行定位,诸如通过相对于超声探头位置的类似感测的物体的位置的磁性或电磁(EM)感测。

[0003] 这些系统遭受复杂、昂贵的部分和电路、对干扰的敏感性、由于物体的变形(诸如针的弯曲)的位置模糊、诸如校准位置感测的职责的工作流程负担等的影响。存在一种不需要超声探头(并且因此所显示的图像)和其位置被显示在图像中的物体的相对位置的物理配准的系统。共同所有并且以其整体并入本文的美国专利US 9282946描述了一种系统,其中,来自探头的声学信号被用于激活被跟踪的物体上的声学传感器,并且经由来自物体的返回的电信号的定时来检测物体相对于图像自身的位置,从而避免用于跟踪的所有机械、磁性、电磁(EM)或其他机构并且因此还消除其成本、复杂性、校准和对误差的敏感性。

[0004] 在还跟踪并且显示物体的位置的任何超声成像系统中,将期望的是,当物体从身体中的浅深度移动到较深深度时,贯穿不间断的一系列显示的图像(即,通过时间)更清楚地显示被跟踪的物体和其周围的解剖结构。美国专利US 9282946的简化的低成本系统(其仅在物体上使用声学传感器来进行位置检测)允许当成像的发射焦点在声学传感器的物理深度附近时对物体的最准确并且高效的跟踪。期望的是,当物体被移动到更深或更浅的深度时,自动地维持物体附近跟踪的准确度以及解剖结构的图像质量。

[0005] 作为另一背景,超声探头和成像的非常简要的回顾如下。诊断超声系统的通用性主要地由可以与系统一起使用的探头的类型确定。线性阵列换能器探头通常对于腹部和小部分成像是优选的,并且相控阵列换能器探头对于心脏成像是优选的。探头可以具有1D或2D阵列换能器以用于二维或三维成像。留置探头是常用的,与诸如手术探头的专门探头一样。每种类型的探头可以在唯一频率范围处操作并且具有唯一孔径和阵列元件计数。一些超声系统被设计用于灰度级操作或者发射频率处的操作(诸如用于灰度级和彩色多普勒成像),而其他的可以额外地执行谐波成像。对于预期成像模式中的每个而言,探头的功能特

性(诸如物理孔径、换能器元件间距、通带频率等)确定用于发射超声脉冲并且处理接收到的回波的要求。探头特性和功能中的变化意指可利用各种探头操作的处理系统在每次不同的探头投入使用时必须重新编程。

[0006] 超声流程期间跟踪的物体的范例是针。在针活检和一些介入治疗期间,临床医师将针插入到对象(诸如身体)中以到达感兴趣靶区域。对于区域麻醉,针被用于将麻醉剂递送到通常准备进行手术流程的身体中的靶神经束附近。通常,超声成像被用于针插入流程的实况监测。为了执行安全且成功的插入,需要准确地将针定位在引导的超声图像中。遗憾的是,在临床实践中,常规超声图像中针自身的可见性是不佳的,从而导致临床医师准确地插入针的困难。因此,期望准确的针跟踪系统以及此外维持针尖端深度附近的最优成像特性的模块。

[0007] 不同的技术已经被用于实现超声图像中的更好的针可视化,例如,自适应地将超声波束转向针以改进针的声学反射并且与非转向超声图像混合;操纵针表面涂层、几何结构和直径以增强声学反射;在针上提供额外光学、磁性或电磁位置传感器以跟踪超声图像中的针位置等。在这些技术中,或者使用特别设计的针,或者额外位置传感器被附接到针,或者操纵超声成像系统以增强针的可视化。那些方法导致提供增强针可视化的成本的增加。相反,仅利用物体上的声学传感器来向系统提供电信号用于位置检测的上文所提到的简单系统减少跟踪装置的成本和复杂性,同时增加其准确度。此外,其呈现了自动优化被跟踪的物体附近的跟踪准确度和图像质量两者的机会。

## 发明内容

[0008] 根据本原理,一种超声系统,包括:超声探头,其具有换能器阵列;采集模块,其耦合到所述换能器阵列;以及收发器,其耦合到所述采集模块以用于与调节模块通信,其中,所述调节模块被配置为自动地做出对波束形成声学脉冲特性的调节。对脉冲特性的调节是根据在用户接口上可用的预先建立的用户图像调节选择导出的。

[0009] 一种系统,包括:至少一个换能器,其被配置用于可移除固定到对象;以及信号处理器,其被配置用于可移除连接到所述至少一个换能器,所述信号处理器被配置为通过与采集模块通信将电信号应用到所述至少一个换能器,从而使得所述至少一个换能器将超声能量递送给患者中的部位。所述系统还包括:图像处理器,其用于根据由所述换能器接收到的声学数据生成超声图像,并且还识别感兴趣区域内的医学仪器的远端并且建立所述医学仪器的远端的深度与被显示在显示器上的焦点深度之间的关系。

[0010] 通过共同所有并且以其整体并入本文的美国专利US 9282946的引用包括一种用于确定对象内的医学设备的深度的方法。本文所描述的本发明的方法还包括自动地做出对波束形成声学脉冲位置的调节并且根据在用户接口上可用的预先建立的用户图像调节选择导出对脉冲位置的调节。

[0011] 本公开的这些和其他目标、特征和优点将根据将结合附图阅读的其说明性实施例的以下详细描述变得明显。

## 附图说明

[0012] 本公开将参考以下附图详细呈现优选实施例的以下描述,其中:

- [0013] 图1是示出根据一个实施例的超声诊断成像系统的框图/流程图；
- [0014] 图2是示出根据一个实施例的与超声系统通信的针尖端跟踪 (NTT) 系统的示意图；
- [0015] 图3是示出根据一个实施例的描绘第一焦点深度处的针的超声图像的示意图；
- [0016] 图4是示出根据另一实施例的描绘第二焦点深度处的针的超声图像的示意图；
- [0017] 图5是示出根据一个实施例的超声系统支持并且自动从其选择的不同的预定焦点深度的示意图；并且
- [0018] 图6是示出根据说明性实施例的用于自动地选择超声探头的发射焦点深度以紧密地匹配并且跟踪针尖端深度的方法的流程图。

### 具体实施方式

[0019] 根据本原理，提供了用于自动地选择超声探头的发射焦点深度以紧密地匹配并且跟踪针尖端深度的系统、设备和方法。本原理提供了其中所述系统、设备和方法使得发射焦点深度选择从超声系统所支持的预定的一组合法深度做出，所述预定的一组合法深度实际上可以经由用户控制由用户达到并且已经被优化用于成像。通过从所支持的一组优化的发射焦点深度进行选择，系统维持针尖端的区域中的最优成像并且同时优化针尖端跟踪的性能。

[0020] 应当理解，将依据医学仪器来描述本发明；然而，本发明的教导要更广泛得多，并且，可应用于任何声学仪器。在一些实施例中，本原理被采用在跟踪或分析复杂的生物或机械系统中的仪器中。具体而言，本原理可应用于生物系统的内部和/或外部追踪流程，以及在诸如肺、胃肠道、排泄器官、血管等的身体的所有区中的流程。附图中描绘的功能元件能够被实施在硬件与软件的各种组合中，并且提供可以被组合在单个元件或多个功能元件中的功能。

[0021] 能够通过使用专用硬件以及能够运行与合适的软件相关联的软件的硬件来提供附图中示出的各种元件的功能。在由处理器提供时，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，术语“处理器”或“控制器”的明确使用不应被解释为唯一地指代能够运行软件的硬件，并且能够暗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”）、非易失性存储设备等。

[0022] 此外，在本文中的记载本发明的原理、方面和实施例的所有陈述，以及其具体范例，旨在涵盖其结构和功能等价物两者。此外，这样的等价物旨在包括当前已知的等价物和未来发展的等价物（即，无论其结构执行相同功能的所发展的任何元件）两者。因此，例如，本领域技术人员将认识到，本文呈现的框图表示实现本发明的原理的说明性系统部件和/或电路的概念视图。类似地，将认识到，任何流程表、流程图等表示基本上可以被表示在计算机可读存储介质中并因此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。

[0023] 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或计算机可读存储介质存取，所述计算机可用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来使用的程序代码。出于该描述目的，计算机可用或计算机可读存储介质能够是可以包括、存储、通信、

传播或运输用于由指令运行系统、装置或设备使用或与其结合来使用的程序的任何装置。所述介质能够是电子的、磁性的、光学的、电磁的、红外的或半导体系统(或者装置或设备)或传播介质。计算机可读介质的范例包括半导体或固态存储器、磁带、可移除计算机软盘、随机存取存储器(RAM)、只读存储器(ROM)、刚性磁盘以及光盘。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。

[0024] 说明书中对本原理的“一个实施例”或“实施例”以及其变型的引用意指结合实施例描述的特定特征、结构、特性等被包括在本原理的至少一个实施例中。因此,出现在贯穿说明书的各个地方的短语“在一个实施例中”或“在实施例中”以及任何其他变型的出现不一定全部指的是相同实施例。

[0025] 应意识到,以下“/”、“和/或”和“……中的至少一个”(例如,在“A/B”、“A和/或B”和“A和B中的至少一个”的情况下)中的任一个的使用旨在涵盖仅第一列出项(A)的选择、仅第二列出项(B)的选择或这两项(A和B)的选择。作为另一范例,在“A、B和/或C”和“A、B和C中的至少一个”的情况下,这样的短语旨在涵盖仅第一列出项(A)的选择、或者仅第二列出项(B)的选择、或仅第三列出项(C)的选择、或仅第一列出项和第二列出项(A和B)的选择、或仅第一列出项和第三列出项(A和C)的选择、或仅第二列出项和第三列出项(B和C)的选择、或所有三个项(A和B和C)的选择。如本领域和相关领域中的普通技术人员容易显而易见的,这可以针对如所列出的许多项扩展。

[0026] 还将理解,当元件(诸如层、区域或材料)被称为在另一元件“上”或“之上”时,其可以直接在另一元件上或还可以存在中介元件。相比之下,在元件被称为“直接在另一元件上”或“直接在另一元件之上”时,不存在中介元件。还将理解,在元件被称为“连接”或“耦合”到另一元件时,其可以直接连接或耦合到另一元件或可以存在中介元件。相比之下,在元件被称为“直接连接”或“直接耦合”到另一元件时,不存在中介元件。

[0027] 现在参考其中相似附图标记表示相同或者相似元件的附图并且首先参考图1,根据一个实施例说明性地示出了超声诊断成像系统。

[0028] 首先参考图1,以框图形式示出了根据本发明的原理构建的超声诊断成像系统。超声探头10发射并且接收来自换能器元件12的阵列的压电元件的超声波。为了对身体的平面区域进行成像,可以使用元件的一维(1-D)阵列,并且为了对身体的体积区域进行成像,元件的二维(2-D)阵列可以被用于对图像区域之上的超声波束进行转向或者聚焦。发射波束形成器对阵列的元件致动以将超声波发射到对象中。响应于超声波的接收而产生的信号被耦合到接收波束形成器14。波束形成器14延迟并且组合来自个体换能器元件的信号以形成相干波束形成回波信号。当探头包括用于3D成像的2-D阵列时,其还可以包括通过组合来自换能器元件的相关组(“片块”)的信号在探头中进行部分波束形成的微波束形成器,如在美国专利US 6709394中所描述的。在该情况下,微波束形成信号被耦合到完成波束形成过程的系统中的主波束形成器14。

[0029] 波束形成回波信号被耦合到根据期望的信息处理信号的信号处理器16。例如,可以对信号滤波,和/或谐波信号可以被分离出以用于处理。经处理的信号被耦合到检测感兴趣信息的检测器18。对于B模式成像,通常采用幅度检测,而对于谱和彩色多普勒成像,可以检测多普勒频移或者频率。检测到的信号被耦合到扫描转换器20,在所述扫描转换器中,信号被协调到期望的显示格式,例如,在笛卡尔坐标系中。使用的常用显示格式是扇形、直线

和平行四边形显示格式。经扫描转换的信号被耦合到图像处理器以用于进一步的期望增强,诸如持久性处理。扫描转换器可以针对一些图像处理被旁路。例如,当3D图像数据是通过3D数据集上的直接操作由图像处理器绘制的体积时,可以旁路扫描转换器。得到的二维或三维图像暂时被存储在图像存储器24中,其从图像存储器24被耦合到显示处理器26。显示处理器26产生必要的驱动信号以在便携式系统的对接站图像显示器28或者平板显示器38上显示图像。显示处理器还将超声图像与来自图形处理器30的图形信息交叠,所述图形信息诸如为系统配置和操作信息、患者识别数据和图像的采集的时间和日期。

[0030] 中央控制器40对来自用户接口的用户输入作出反应并且协调超声系统的各个部分的操作,如由从中央控制器40绘制到波束形成器14、信号处理器16、检测器18和扫描转换器20的箭头以及指示到系统的其他部分的连接的箭头42所指示的。用户控制面板44被示出耦合到中央控制器40,操作者通过所述中央控制器输入命令和用于由中央控制器40进行响应的设置。中央控制器40也可以耦合到交流电源32以使得交流电源对电池充电器34进行供电,电池充电器34当便携式系统被对接在对接站中时,对便携式超声系统的电池36进行充电。

[0031] 因此,应当看到,在该实施例中,图1的部件的划分为如下。中央控制器40、波束形成器14、信号处理器16、检测器18、扫描转换器20、图像处理器22、图像存储器24、显示处理器26、图形处理器30、平板显示器38和电池36驻留在便携式超声系统中。控制面板44、显示器28、交流电源32和充电器34驻留在对接站上。在其他实施例中,可以以其他方式完成这些子系统的划分,如设计目标指示的。

[0032] 参考图2,根据一个实施例呈现了示出与超声系统通信的针尖端跟踪 (NTT) 系统的示意图。

[0033] 跟踪系统200包括与针尖端跟踪 (NTT) 模块220通信的超声系统210,针尖端跟踪模块220优选地经由线缆225连接到医学设备230。医学设备230可以是例如医学针230,而且可以是医学流程中使用的导管或其他设备,跟踪其位置是有益的。超声系统210可以包括信号处理器201、图像处理器202、用户接口204、显示器206和存储器208。此外,超声探头205可以连接到超声系统210,超声探头205包括多个换能器元件207。超声探头205可以定位在对象240附近。对象240可以是例如患者。

[0034] 超声系统210还可以包括与超声探头205通信的采集模块211、收发器213和调节模块215。

[0035] 采集模块211提供微波束形成器14 (图1) 与收发器213之间的通信。采集模块211将定时和控制信号提供到微波束形成器14,引导超声波的发射并且从微波束形成器14接收至少部分波束形成回波信号,其被解调并且检测 (并且任选地扫描转换) 并且传递到收发器213。

[0036] 针230被插入到对象240的感兴趣体积或者区域242中。针的远端可以是例如尖头端或者斜切尖端231。当然,本领域的技术人员可以预期用于针230的远端的多种不同的设计配置。共同所有并且以其整体并入本文的美国专利US 9282946提供关于跟踪系统200和各种波束形成技术的另外的信息。

[0037] 针优选地从皮肤表面处的进入点一直跟踪到其中其停止插入的点。对于区域麻醉,例如,停止点在可视化的神经束附近,在该点处,麻醉通过针套管注射,使得其最佳地浸



泡神经束。

[0038] 图3是示出根据一个实施例的描绘第一焦点深度处的针的超声图像的示图，而图4是示出根据实施例的描绘第二焦点深度处的针的超声图像的示图。

[0039] 示图图示了超声图像305。将超声图像305示出在显示设备301的屏幕300上。超声图像305描绘了沿着例如管腔310内的跟踪路径310移动的针230。针230的远端包括尖头端或者斜切尖端231。

[0040] 针230被示出在图3中的发射焦点深度A附近的第一位置中。

[0041] 针230被示出在图4中的发射焦点深度A附近的第二位置中。

[0042] 深度A和B可以被称为发射焦点深度。发射焦点深度是每条声学线的生成的声学脉冲被聚焦在介质中的深度。发射焦点深度优选地小于成像深度，并且在其声学功率特性仔细地被测量并且根据美国FDA规定限制的预定的一组深度中间是可选择的。其是由本发明的系统控制的有效发射焦点深度的选择。

[0043] 在操作中，针230的尖端231上的声学传感器234仅正在“看”发射焦点的效果，并且生成其对于跨其扫掠的扫描线的即时电响应，无论发射焦点深度是有效的。发射焦点深度越接近针230上的声学传感器234的实际深度，位置的检测可以越精确，因为当来自探头205的发射焦点接近于组织中的针传感器的深度时，针的接收到的脉冲的信噪比更高。接收到的信号的特异性增加，其中，由声学传感器234检测到的声学信号在焦点深度处在幅度中是相对较高的，并且比扫掠中的邻近线的检测到的信号在幅度中更高。因此，当发射焦点深度接近于针尖端深度时，改进检测到的信号的深度和横向分辨率两者。本发明的示范性实施例涉及自动地选择超声探头205的发射焦点或者焦斑深度以紧密地匹配并且跟踪针尖端深度。

[0044] 串列地参考图2-4，在包括物体位置装置的超声系统中（其中，物体位置装置利用由超声系统生成的超声声学脉冲来激励跟踪传感器），介绍了自动地做出对波束形成声学脉冲位置的调节的方法以便增加来自跟踪传感器的接收到的信号的强度和特异性，从而改进跟踪准确度，而同时实现被跟踪的物体附近的较高图像质量。因此，用户节省当忙于医学流程时手动地做出图像调节的努力。

[0045] 此外，在优选实施例中，对脉冲位置的调节可以仅仅从用户可以手动选择图像的选择来选择。作为结果，超声系统需要无用于跟踪的特殊声学功率特性、无特殊扫描线图案和无变更图像优化。实质上，超声系统针对跟踪和图像质量两者自动地做出最佳用户接口选择。

[0046] 在伴随超声扫描系统的针跟踪系统中，焦点跟踪机构自动地将发射焦点移动到针尖端的深度，因此允许内科医师更好地解析针位置和感兴趣区域中的解剖结构两者。当针移动更深或更浅时，发射焦点自动地跟随其。系统从而优化针跟踪和针正接近的靶结构的视图两者。

[0047] 焦点跟踪机构使用检测到的针深度生成发射焦点/焦斑深度的增量或者减量。在优选的实施例中，当其将用于用户接口中的焦点向上/向下切换时，系统对增量或者减量请求作出反应。换句话说，其在成像模式、深度和成像预设的限制内将焦点移动更浅或更深。其可以由于在所请求的方向上的可用选择的缺乏而限制极其浅或深深度处的焦点移动，但是在这样的情况下从焦点深度改变获得很少。

[0048] 为了生成向上/向下请求,将当前检测到的针尖端深度与当前发射焦点深度进行比较。该比较优选地周期性地完成,但是其可以连续地或根据需要完成。焦点改变请求也是周期性的并且根据需要执行,即,如果针深度已经实质上改变。滞后可以被用于避免焦点深度中的振荡。例如,如果针尖端超过高于或低于当前焦点深度的最小距离,需要请求焦点深度增量或者减量。焦点深度更新之间的典型时段是例如25个扫描帧。典型的滞后深度是例如1cm。这些设置可以取决于使用中的探头模型和成像预设。

[0049] 总之,在优选实施例中,发射焦点跟踪检测到的针深度,其靠齐到可用发射深度焦点选择之一,即,从已经进行声学功率测试的集合,其在声学功率限制内同意,并且被优化用于成像。作为该动作的结果,图像在针尖端附近更精细地解析,并且尖端位置还更准确地被跟踪,因为其由聚焦束进行声处理。换句话说,发射焦点深度选择从超声系统支持的预定的一组合法深度做出,所述预定的一组合法深度实际上可以经由用户控制由用户实现并且已经优化用于成像。通过从所支持的一组优化的发射焦点深度选择,超声系统维持针尖端的区域中的最佳成像并且同时地优化针尖端跟踪的性能。

[0050] 图5是示出根据一个实施例的超声系统支持并且自动从其选择的不同的预定焦点深度的示意图。

[0051] 换能器通常被设计有如由声学透镜确定的短(仰角)轴上的固定波束焦点轮廓,以及借助于换能器传感器的声学元件上的脉冲发射和接收的时间相位控制长(横)轴中的焦点深度的能力。因此,系统可以通过控制来自个体传感器元件的发射脉冲的激活通过声学元件的发射波束形成控制发射波束的焦点深度,如本领域中公知的。焦点深度可以通过电脉冲之间的时间延迟确定。这可以电子地改变焦点脉冲以给出身体内的各个深度而不是仅与固定焦点换能器一样的一个深度处的好的图像细节。

[0052] 在第一范例中,超声探头510可以朝向第一焦点区域512发射波束。在第二范例中,超声探头520可以朝向第二焦点区域522发射波束。在第三范例中,超声探头530可以朝向第三焦点区域532发射波束。第一聚焦区域512可以具有深度A,第二聚焦区域522可以具有深度B,并且第三聚焦区域532可以具有深度C。深度C大于深度B和深度A。深度B大于深度A。再参考图5,针对每个聚焦区域的外部曲线表示相等声学功率的轮廓,其在沙漏形状中变窄到由标称焦点深度处的点表示的标称焦点深度。这是作为相控阵列波束形成的结果的本领域中公知的典型发射焦点轮廓。各种技术通常被用于通过调节发射孔径(即,在阵列中有效的声学元件的数量)、发射脉冲的特性等优化轮廓的形状、其宽度等。所有这样的参数针对给定焦点深度被优化和固定,使得声学功率可以然后针对每个所选择的聚焦区来表征,如上文所提到的。通过从预定的一组焦点深度选择,系统还选择伴随的波束形成、孔径和脉冲特性。出于本文中的讨论的目的,当我们指代焦点深度时,其表示该焦点深度的所有相关联的固定发射束特性的设置。

[0053] 对于扫掠中的每条扫描线,波束转向再通过电学发射脉冲延迟的不同的设置变化,如本领域中公知的。对于扫描线中的每条,根据系统中的有效焦点深度的选择,发射束的焦点深度通常并且优选地等于其他扫描线的焦点深度。因此,扫掠的所有扫描线共享相同的焦点深度,但是在方向上变化。

[0054] 因此,为了方便起见,图5中所示的发射波束被示出有居中转向,但是被采取为对于任何扫描线转向角是典型的。超声探头510、520、530与聚焦区512、522、532之间的距离可

以被指定为焦点深度。发射焦点深度A、B、C可以是其声学功率特性根据FDA规定仔细地测量并且限制的预定或预定义的深度。这样的有效和预定或预定义或预先建立的发射焦点深度的选择由本发明的示范性实施例限制。换句话说,这些预定发射焦点深度之一自动地由超声系统选择(在没有用户介入的情况下)以紧密地匹配并且跟踪针尖端深度。因此,发射焦点深度从超声系统所支持的一组合法或适当或预先建立的深度自动地获取或者选择。

[0055] 作为调节如所描述的发射焦点的添加或者备选,可以根据检测到的物体深度执行对声学发射脉冲特性的许多可能变更中的任一个。例如,如果其向成像或物体跟踪提供益处,则声学脉冲频率、脉冲长度(发射周期的数量)、扫描线密度(扫描帧的扫描中的扫描线的数量)等也可以最佳地变化。然而,根据本发明的原理,应当仅考虑可以借助于用户接口上的控制致动的声学脉冲特性中的预定义变化,因为仅那些将通常满足其已经针对合法声学功率输出验证并且优化用于显示的要求。共同地,然后,本发明可以根据仅发射焦点深度的调节一般化以实际上包括预定义的一组声学发射脉冲特性(包括焦点深度)中的任一个,作为根据检测到的物体深度的潜在调节。

[0056] 参考图6,说明性地示出了用于自动地选择超声探头的发射焦点深度以紧密地匹配并且跟踪针尖端深度的方法。

[0057] 在框602中,检测到的针深度在25个扫描帧之上计算和平均。

[0058] 在框604中,计算平均针深度与当前焦点深度之间的差异。

[0059] 在框606中,确定差异是否大于一距离,例如1cm。如果是,则过程流动到其中焦点深度选择被增大的框608。如果否,则过程行进到框610。

[0060] 在框610中,确定差异是否小于一距离,例如-1cm。如果是,则过程流动到其中焦点深度选择被减小的框612。如果否,则过程行进到框614。

[0061] 在框614中,确定是否存在新焦点深度选择。如果否,则过程行进回到框602。如果是,则过程流动到框616。

[0062] 在框616中,确定新焦点深度选择是否在焦点深度的列表的任一端处。如果是,则过程行进回到框602。如果否,则过程流动到框618。

[0063] 在框618中,应用焦点深度改变并且过程流动回到框602。

[0064] 在一些备选实施方式中,框中指出的功能可以脱离附图中指出的次序出现。例如,连续示出的两个框可以实际上基本上同时地执行或者框可以有时以相反的次序执行,这取决于所涉及的功能。

[0065] 在解释权利要求书时,应当理解:

[0066] a) 词语“包括”不排除除了在给定的权利要求中列出的元件或动作以外的其他元件或动作的存在;

[0067] b) 元件前面的词语“一”或“一个”不排除多个这样的元件的存在;

[0068] c) 权利要求中的任何附图标记不限制其范围;

[0069] d) 若干“单元”可以由相同项或者硬件或软件实施的结构或功能来表示;并且

[0070] e) 除非明确地指示,否则并不旨在要求动作的具体顺序。

[0071] 已经描述了用于自动地选择超声探头的发射焦点深度以紧密地匹配并且跟踪针尖端深度的优选实施例(其旨在是说明性而非限制性的),应注意到,本领域技术人员能够鉴于以上教导而作出修改和变型。因此应当理解,可以在所公开的特定实施例中做出变化,

所述变化在如权利要求书所概括的本文所公开的实施例的范围内。因而已经描述了专利法所要求的细节和特性,由专利证书所主张并期望保护的内容在权利要求书中得以阐述。

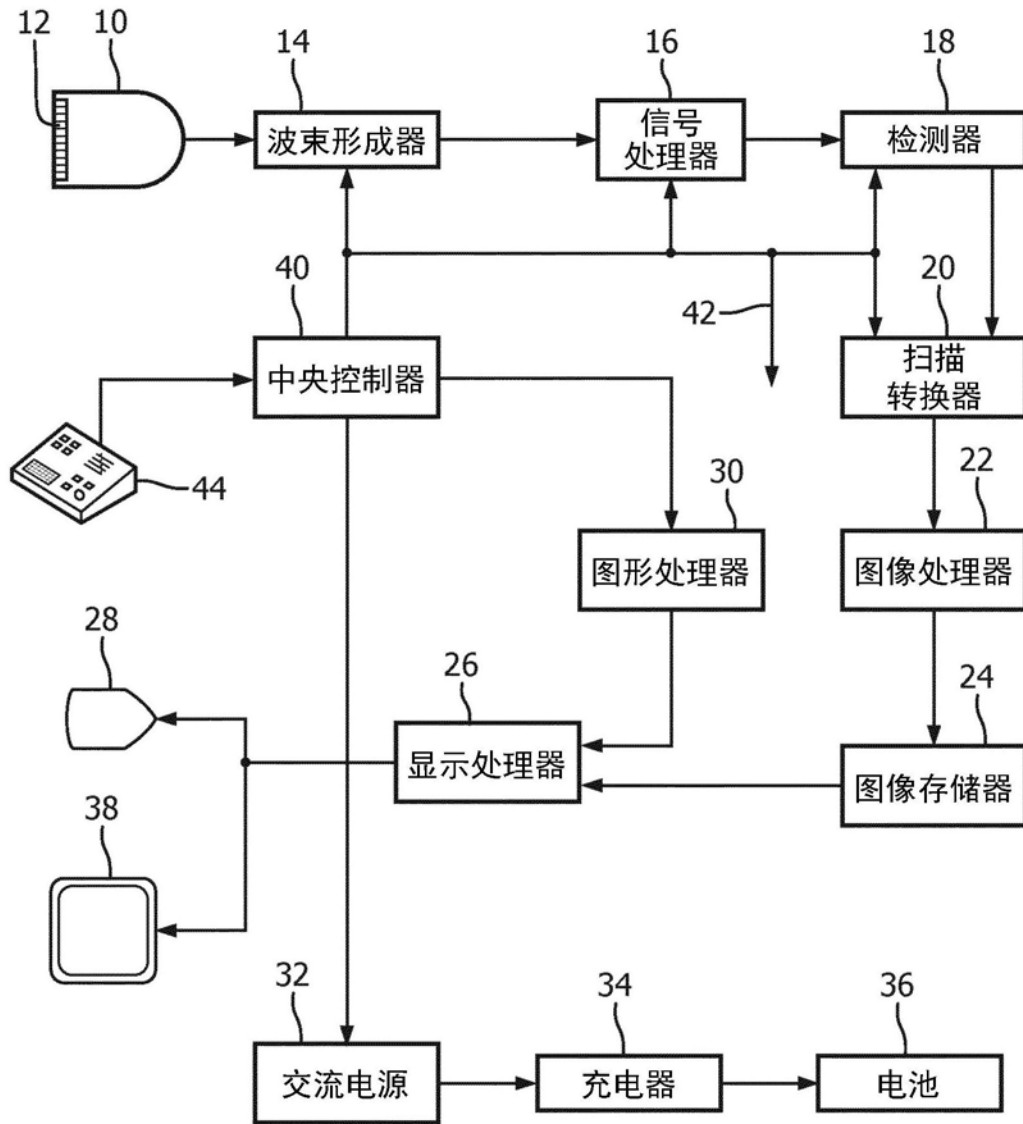


图1

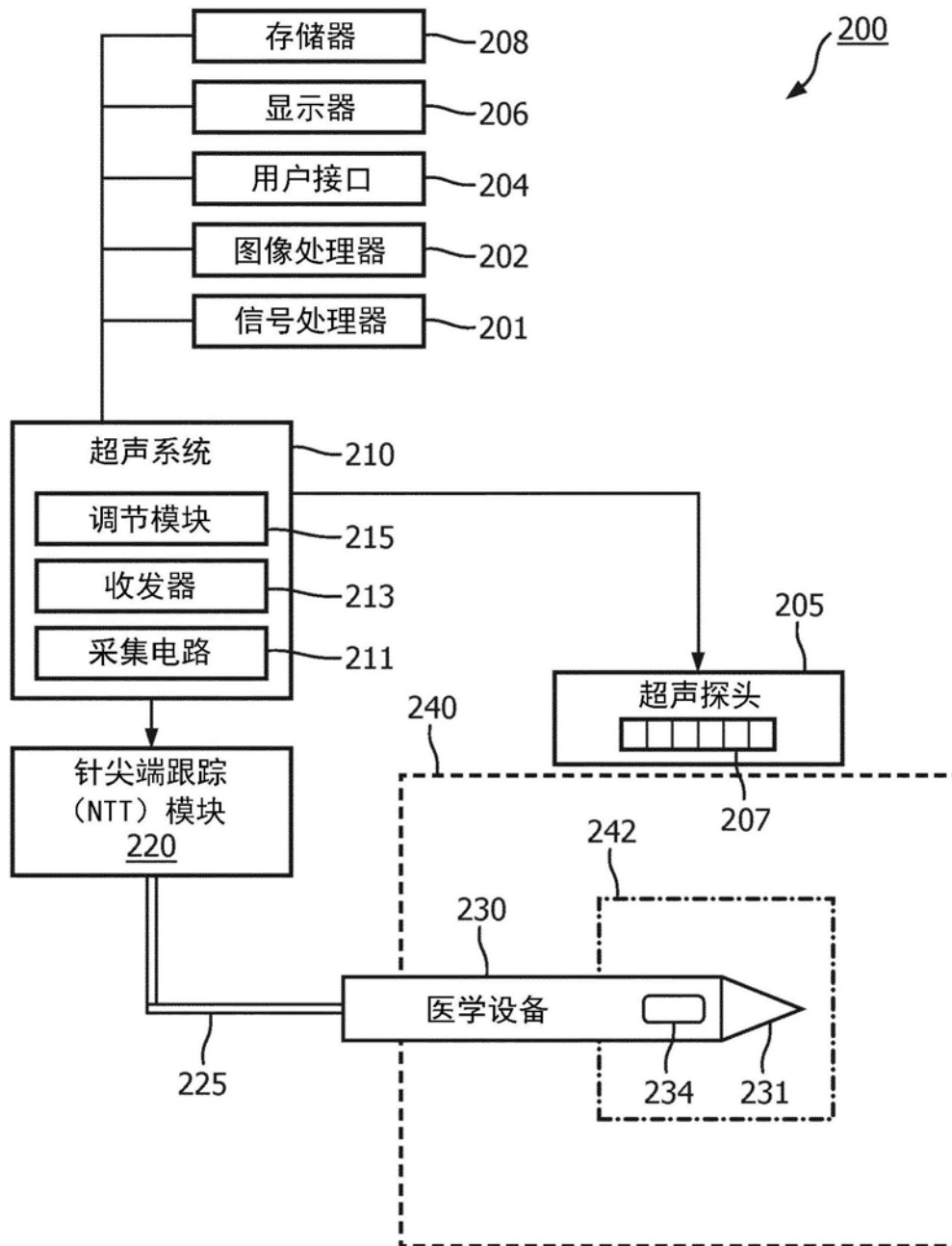


图2



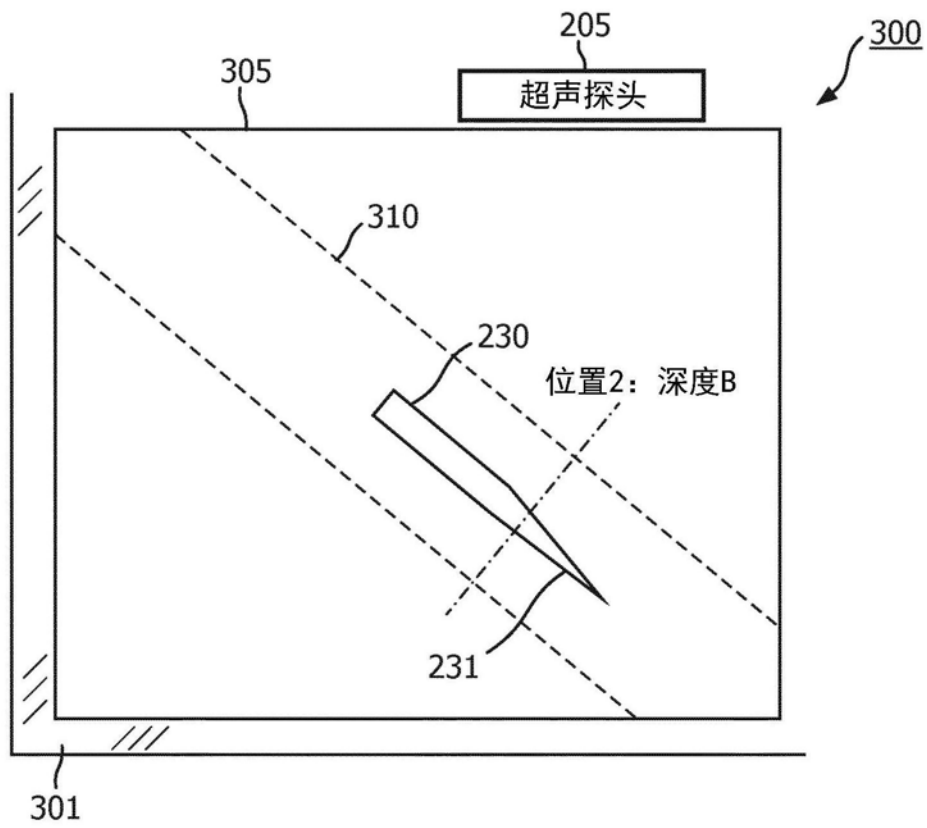


图4

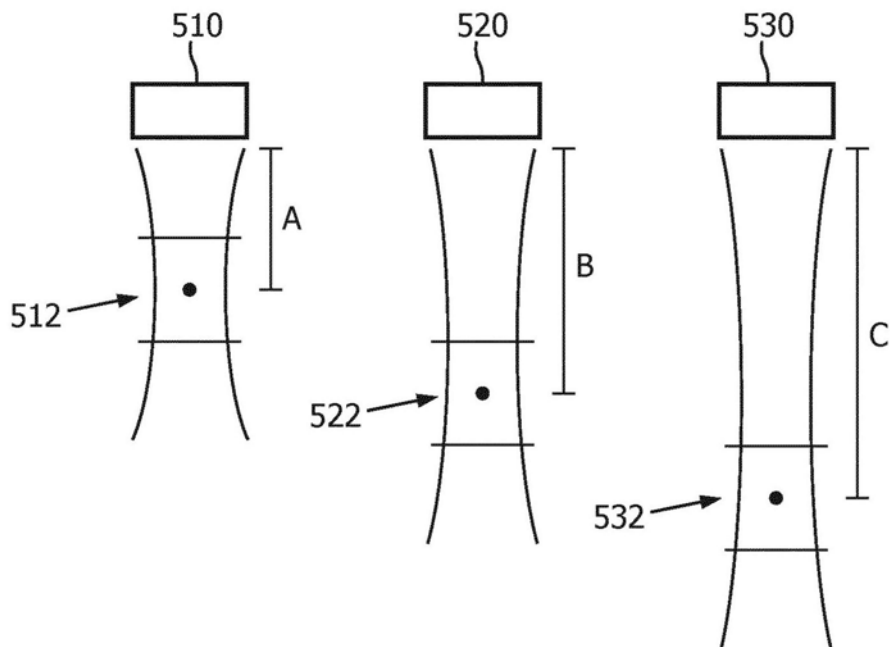


图5



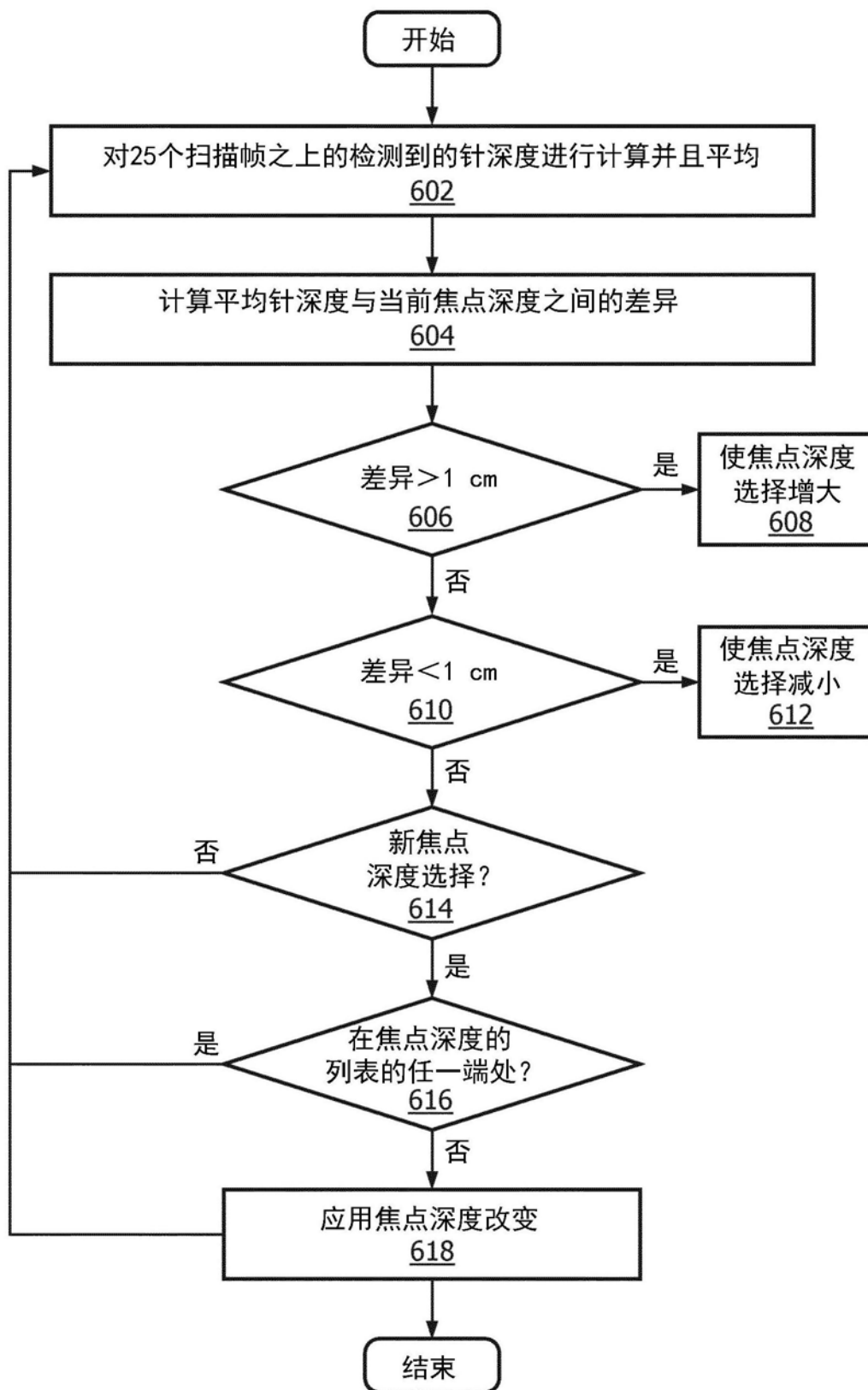


图6