



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110114000 A

(43)申请公布日 2019. 08. 09

(21)申请号 201780078706.1

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司  
72002

(22)申请日 2017.12.14

代理人 李光颖 王英

(30)优先权数据

62/435,945 2016.12.19 US

(51)Int.Cl.

A61B 8/08(2006.01)

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

A61B 8/12(2006.01)

2019.06.19

A61B 8/00(2006.01)

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2017/082922 2017.12.14

(87)PCT国际申请的公布数据

W02018/114629 EN 2018.06.28

(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·波波维奇 R·塞普

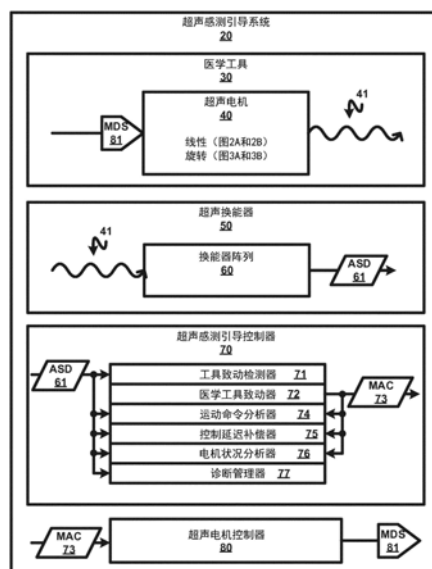
权利要求书4页 说明书13页 附图10页

(54)发明名称

可致动医学工具的超声引导

(57)摘要

一种超声感测引导系统,其采用包括用于相对于解剖区域致动医学工具(30)的超声电机(40)的医学工具(30)。所述超声感测引导系统还采用超声换能器(50)和超声感测引导控制器(70)。在操作中,超声换能器(50)生成声学感测数据,所述声学感测数据指示当超声电机(40)相对于解剖区域致动医学工具(30)时由超声换能器(50)对由超声电机(40)发射的声波的感测,并且超声感测引导控制器(70)响应于由超声换能器(50)对声学感测数据的生成而控制由超声电机(40)对医学工具(30)的致动。



1. 一种超声感测引导系统,包括:

医学工具(30),其包括超声电机(40),所述超声电机在结构上被配置为相对于解剖区域致动所述医学工具(30);

超声换能器(50),其在结构上被配置为生成声学感测数据,所述声学感测数据指示当所述超声电机(40)相对于所述解剖区域致动所述医学工具(30)时由所述超声换能器(50)对由所述超声电机(40)发射的声波的感测;以及

超声感测引导控制器(70),其在结构上被配置为响应于由所述超声换能器(50)对所述声学感测数据的生成而控制由所述超声电机(40)对所述医学工具(30)的致动。

2. 根据权利要求1所述的超声感测引导系统,其中,所述超声感测引导控制器(70)包括:

工具致动检测器(71),其在结构上被配置为响应于由所述超声换能器(50)对声学感测数据的生成而检测由所述超声电机(40)对所述医学工具(30)的所述致动;以及

医学工具致动器(72),其在结构上被配置为响应于由所述工具致动检测器(71)对所述医学工具(30)相对于所述解剖区域的致动位置的检测而控制对所述医学工具(30)的所述致动。

3. 根据权利要求2所述的超声感测引导系统,

其中,所述工具致动检测器(71)检测所述医学工具(30)相对于所述解剖区域的致动位置;

其中,所述医学工具致动器(72)生成运动致动命令,所述运动致动命令指导对所述医学设备从所述致动位置到所述医学工具(30)相对于所述解剖区域的目标位置的所述致动;并且

其中,所述超声电机(40)响应于由所述医学工具致动器(72)对所述运动致动命令的生成而将所述医学工具(30)从所述致动位置致动到所述目标位置。

4. 根据权利要求3所述的超声感测引导系统,

其中,所述医学工具致动器(72)根据所述致动位置与所述医学工具(30)相对于所述解剖区域的所述目标位置之间的误差来导出所述运动致动命令。

5. 根据权利要求1所述的超声感测引导系统,其中,所述超声感测引导控制器(70)包括:

运动命令分析器,其在结构上被配置为断定由所述超声感测引导控制器(70)对由所述超声电机(40)致动所述医学工具(30)的所述控制的状态,所述状态是根据由所述运动命令分析器对所述声波的波形分析来导出的。

6. 根据权利要求1所述的超声感测引导系统,其中,所述超声感测引导控制器(70)包括:

控制延迟补偿器,其在结构上被配置为检测由所述超声感测引导控制器(70)对由所述超声电机(40)致动所述医学工具(30)的所述控制中的任何时间延迟。

7. 根据权利要求1所述的超声感测引导系统,其中,所述超声感测引导控制器(70)包括:

运动分析器,其在结构上被配置为确定所述超声电机(40)的致动状况,所述致动状况是根据由所述运动分析器对所述声波的预期波形与所述声波的的实际接收波形之间的任何

差异的分析来导出的。

8. 根据权利要求1所述的超声感测引导系统,其中,所述超声感测引导控制器(70)还包括:

诊断管理器,其在结构上被配置为诊断由所述声波的波形指示的所述超声电机(40)的任何问题。

9. 根据权利要求1所述的超声感测引导系统,

其中,所述超声换能器(50)还在结构上被配置为生成超声成像数据,所述超声成像数据指示当所述超声电机(40)相对于所述解剖区域将所述医学工具(30)致动到所述目标致动位置时所述医学工具(30)相对于所述解剖区域的超声成像;并且

其中,所述超声感测引导控制器(70)还在结构上被配置为响应于由所述超声换能器(50)对所述超声成像数据的生成而描绘所述医学工具(30)相对于解剖区域的所述成像内的目标位置。

10. 一种用于超声换能器(50)和包括超声电机(40)的医学工具(30)的超声感测引导控制器(70),所述超声感测引导控制器(70)包括:

工具致动检测器(71),其在结构上被配置为响应于由所述超声换能器(50)对声学感测数据的生成而检测所述医学工具(30)相对解剖区域的致动,所述声学感测数据指示当所述超声电机(40)相对于所述解剖区域致动所述医学工具(30)时由所述超声换能器(50)对由所述超声电机(40)发射声波的感测;以及

医学工具致动器(72),其在结构上被配置为响应于由所述工具致动检测器(71)对由所述超声电机(40)相对于所述解剖区域致动所述医学工具(30)的检测而控制由所述超声电机(40)相对于所述解剖区域对所述医学工具(30)的所述致动。

11. 根据权利要求10所述的超声感测引导控制器(70),

其中,所述工具致动检测器(71)检测所述医学工具(30)相对于所述解剖区域的致动位置;并且

其中,所述医学工具致动器(72)生成运动致动命令,所述运动致动命令指导对所述医学工具(30)从感测位置到所述医学工具(30)相对于所述解剖区域的目标位置的致动。

12. 根据权利要求10所述的超声感测引导控制器(70),还包括:

运动命令分析器,其在结构上被配置为断定由所述医学工具致动器(72)对由所述超声电机(40)致动所述医学工具(30)的所述控制的状态,所述状态是根据由所述运动命令分析器对所述声波的波形分析来导出的。

13. 根据权利要求10所述的超声感测引导控制器(70),还包括:

控制延迟补偿器,其在结构上被配置为检测由所述医学工具致动器(72)对由所述超声电机(40)致动所述医学工具(30)的所述控制中的任何时间延迟。

14. 根据权利要求10所述的超声感测引导控制器(70),还包括:

运动分析器,其在结构上被配置为确定所述超声电机(40)的致动状况,所述致动状况是根据由所述运动分析器对所述声波的预期波形与所述声波的的实际接收波形之间的任何差异的分析来导出的。

15. 根据权利要求10所述的超声感测引导控制器(70),还包括:

诊断管理器,其在结构上被配置为诊断由所述声波的波形指示的所述超声电机(40)的

任何问题。

16. 一种超声感测引导方法, 用于超声换能器 (50) 和包括超声电机 (40) 的医学工具 (30), 所述超声感测引导方法包括:

超声感测引导控制器 (70) 控制由所述超声电机 (40) 相对于解剖区域对所述医学工具 (30) 的致动; 并且

所述超声换能器 (50) 生成声学感测数据, 所述声学感测数据指示当所述超声电机 (40) 相对于所述解剖区域致动所述医学工具 (30) 时由所述超声换能器 (50) 对由所述超声电机 (40) 发射声波的感测,

其中, 所述超声感测引导控制器 (70) 响应于由所述超声换能器 (50) 对所述声学感测数据的所述生成而控制由所述超声电机 (40) 相对于所述解剖区域对所述医学工具 (30) 的所述致动。

17. 根据权利要求16所述的超声感测引导方法,

其中, 所述超声感测引导控制器 (70) 控制由所述超声电机 (40) 相对于解剖区域对所述医学工具 (30) 的所述致动包括:

所述超声感测引导控制器 (70) 检测所述医学工具 (30) 相对于所述解剖区域的致动位置;

所述超声感测引导控制器 (70) 生成运动致动命令, 所述动作致动命令指导对所述医学工具 (30) 从感测位置到所述医学工具 (30) 相对于所述解剖区域的目标位置的致动; 并且

所述超声电机 (40) 响应于所述运动致动命令而将所述医学工具 (30) 从所述感测位置致动到目标位置。

18. 根据权利要求17所述的超声感测引导方法,

其中, 所述超声感测引导控制器 (70) 根据所述致动位置与所述医学工具 (30) 相对于所述解剖区域的所述目标位置之间的误差来导出所述运动致动命令。

19. 根据权利要求16所述的超声感测引导方法, 其中, 所述超声感测引导控制器 (70) 控制由所述超声电机 (40) 相对于解剖区域对所述医学工具 (30) 的所述致动包括以下中的至少一项:

所述超声感测引导控制器 (70) 断定由医学工具致动器 (72) 对由所述超声电机 (40) 致动所述医学工具 (30) 的所述控制的状态, 所述状态是根据由运动命令分析器对所述声波的波形分析来导出的;

所述超声感测引导控制器 (70) 检测由所述医学工具致动器 (72) 对由所述超声电机 (40) 致动所述医学工具 (30) 的所述控制中的任何时间延迟;

所述超声感测引导控制器 (70) 确定所述超声电机 (40) 的致动状况, 所述致动状况是根据由运动分析器对所述声波的预期波形与所述声波的实际接收波形之间的任何差异的分析来导出的;

所述超声感测引导控制器 (70) 诊断由所述声波的波形指示的所述超声电机 (40) 的任何问题。

20. 根据权利要求17所述的超声感测引导方法, 还包括:

所述超声换能器 (50) 生成超声成像数据, 所述超声成像数据指示当所述超声电机 (40) 相对于所述解剖区域将所述医学工具 (30) 致动到所述目标致动位置时所述医学工具 (30)

相对于所述解剖区域的超声成像;并且

所述超声感测引导控制器(70)响应于由所述超声换能器(50)对所述超声成像数据的生成而控制所述医学工具(30)相对于解剖区域的所述成像内的所述目标位置的描绘。

## 可致动医学工具的超声引导

### 技术领域

[0001] 本公开的发明总体上涉及超声引导系统(例如,Sparq超声系统、Epiq超声系统、SonixGPS超声引导系统、ACUSON S3000™超声系统、flex Focus400exp超声系统等)。本公开的发明更具体地涉及通过提供可由超声电机致动的医学工具的超声引导来改进这样的超声引导系统。

### 背景技术

[0002] 对于许多介入和外科手术任务:工具对准、穿刺、钻孔等,需要医学工具(例如,介入和外科手术工具/仪器)在患者身体内的致动。如今,由于致动机构的尺寸,致动主要用于开放式手术中。该尺寸由致动电机的尺度引导。常规电动机包括许多部分(例如永磁体、线圈、换向器等),这限制了小型化的可能性。此外,这些电机引起电磁干扰,其可能会干扰治疗设备和医学成像设备。

[0003] 电磁电机的备选是基于压电的超声电机。致动是通过向构成超声电机的压电晶体施加时变电压以引起材料的膨胀和收缩来实现的。这种机械振荡可以转换成模仿常规电磁电机的旋转运动或线性运动。基于压电的超声电机的一些优点是:可扩展性(它们能够做得非常小)、无限制的线性运动(不依赖于导螺杆)、每体积的高功率和无EM干扰。

[0004] 尽管有利,但基于压电的超声电机的缺点是它们需要额外的传感器来测量可致动部件(例如,轴、盘等)的位移的量和速度。这导致不准确的或开环的位置控制,这对于医学应用可能是限制因素。不准确性来自若干主要来源。

[0005] 一个来源是基于压电的超声电机的不准确物理模型。具体地,尽管基于压电的超声电机的控制模型在本领域中是已知的,但它们是非线性的并且取决于环境(例如,温度、所需的扭矩/负载),并且因此基于压电的超声电机的现有控制模型已经被证明是不可靠的。

[0006] 第二个来源是基于压电的超声电机与环境的相互作用。更具体地,基于压电的超声电机可能经历无法被检测到并由开环控制系统补偿的阻力(例如,来自组织)。

[0007] 最后,由将运动信号转换成将引起运动的压电晶体的振荡的时间或惯性引起的系统中的延迟。

[0008] 缓解这些问题的一些方法包括使用位移传感器,例如霍尔效应传感器、电阻传感器或光学编码器。这些传感器必须靠近基于压电的超声电机或在其本身上安装,从而增加了机构的尺寸。而且,这些传感器可能没有足够的分辨率来检测基于压电的超声电机与环境的相互作用。

### 发明内容

[0009] 为了改进超声引导系统,本公开提供用于通过使用医学工具的组合超声成像和超声电机的声学感测来控制具有超声电机的医学工具的发明,从而将医学工具准确地定位在解剖区域内。

[0010] 本公开的发明的一个实施例是一种超声感测引导系统,其采用包括超声电机的医学工具,所述超声电机用于相对于解剖区域致动医学工具。

[0011] 超声感测引导系统还采用超声换能器和超声感测引导控制器。

[0012] 在操作中,超声换能器生成超声感测数据,所述超声感测数据指示当超声电机相对于解剖区域致动医学工具时由超声换能器对由超声电机发射的声波的感测,并且超声感测引导控制器响应于由超声换能器生成声学感测数据而控制由超声电机对医学工具的致动。

[0013] 本公开的发明的第二实施例是采用工具致动检测器和超声电机致动器的超声感测引导控制器。

[0014] 在操作中,工具致动检测器响应于由超声换能器生成声学感测数据而检测由超声电机在解剖区域内对医学工具的致动,所述声学感测数据指示当超声电机在解剖区域内致动医学工具时由超声换能器对由超声电机发射声波的感测。

[0015] 医学工具致动器响应于由工具致动检测器对超声电机在解剖区域内致动医学工具的检测而控制由超声电机在解剖区域内对医学工具的致动。

[0016] 本公开的发明的第三实施例是超声感测引导方法。

[0017] 超声感测引导方法涉及超声感测引导控制器控制由超声电机在解剖区域内对医学工具的致动。

[0018] 超声感测引导方法还涉及超声换能器生成声学感测数据,所述声学感测数据指示当超声电机在解剖区域内致动医学工具时由超声换能器对由超声电机发射声波的感测,其中,超声感测引导控制器响应于由超声换能器生成声学感测数据而控制由超声电机在解剖区域内对医学工具的致动。

[0019] 出于描述和要求保护本公开的发明的目的:

[0020] (1) 术语“超声感测引导系统”广泛地涵盖如本公开技术领域中所已知的和在下文中所构思的所有超声引导系统(其并入了本公开的发明原理),其用于通过使用医学工具的组合超声成像和超声电机的声学感测来控制具有超声电机的医学工具,从而将医学工具精确地定位在解剖区域内。已知的超声引导系统的范例包括但不限于Sparq超声系统、Epiq超声系统、SonixGPS超声引导系统、ACUSON S3000™超声系统、flex Focus 400exp超声系统;

[0021] (2) 术语“超声感测引导方法”广泛地涵盖如本公开领域中已知的和在下文中所构思的所有超声引导方法(其并入了本公开的发明原理),其用于通过使用医学工具的组合超声成像和超声电机的声学感测来控制具有超声电机的医学工具,从而将医学工具精确地定位在解剖区域内;

[0022] (3) 术语“医学工具”广泛地涵盖如本公开领域中已知的和在下文中所构思的任何和所有类型的医学工具,其用于执行一个或多个特定任务以支持任何类型的医学流程,包括但不限于诊断、治疗和外科手术流程;

[0023] (4) 术语“致动”或其任何时态广泛地涵盖平移、旋转/或枢转形式的机械运动;

[0024] (5) 术语“超声电机”广泛地涵盖如本公开领域中已知的和在下文中所构思的所有电子电机,其由(一个或多个)部件的超声振动提供动力,所述部件包括但不限于(一个或多个)压电部件;

[0025] (6) 术语“超声换能器”广泛地涵盖如本公开领域中已知的和在下文中所构思的任

何和所有超声换能器,其适于针对发射和接收超声波进行生成。超声换能器的范例包括但不限于经食道超声心动(TEE)探头、心内探头(ICE)、鼻内探头和血管内超声(IVUS)探头;

[0026] (7) 术语“控制器”广义地涵盖在本公开的超声感测引导系统内采用或链接到其的专用主板或所容纳的专用集成电路的所有结构配置,其用于控制本公开的各种发明原理的应用,如本文中随后示范性描述的。控制器的结构配置可以包括但不限于(一个或多个)处理器、(一个或多个)计算机可用/计算机可读存储介质、操作系统、(一个或多个)应用模块、(一个或多个)外围设备控制器、(一个或多个)接口、(一个或多个)总线、(一个或多个)插槽和(一个或多个)端口;

[0027] (8) 术语“应用模块”广泛地涵盖机器人控制器的部件,其包括用于执行特定应用的电子电路和/或可执行程序(例如,存储在非瞬态计算机可读介质上的可执行软件和/或固件);

[0028] (9) 术语“信号”、“数据”和“命令”广泛地涵盖如本公开领域中所理解的以及在本文中示范性描述的所有形式的可检测物理量或脉冲(例如,电压、电流或磁场强度),其用于传递信息和/或指令以支持应用如本文随后描述的本公开的各种发明原理。本公开的部件之间的信号/数据/命令传递可以涉及如本公开领域中已知的和在下文中所构思的任何通信方法,包括但不限于通过任何类型的有线或无线介质/数据链路的信号/数据/命令发送/接收,以及上传到计算机可用/计算机可读存储介质的信号/数据/命令的读取。

[0029] 通过以下结合附图阅读的本公开的发明的各种实施例的详细描述,本公开的发明的前述实施例和其他实施例以及本公开的发明的各种特征和优点将变得更加显而易见。详细描述和附图仅仅是对本公开的发明的说明而不是限制,本公开的发明的范围由权利要求及其等价方案限定。

## 附图说明

[0030] 图1图示了根据本公开的发明原理的超声感测引导系统的示范性实施例。

[0031] 图2A图示了根据本公开的发明原理的包括线性超声电机的医学设备的超声感测的示范性实施例。

[0032] 图2B图示了根据本公开的发明原理的包括图2A的线性超声电机的医学设备的超声感测的示范性控制回路。

[0033] 图3A图示了根据本公开的发明原理的包括旋转超声电机的医学设备的超声感测的示范性实施例。

[0034] 图3B图示了根据本公开的发明原理的包括图3A的旋转超声电机的医学设备的超声感测的示范性控制回路。

[0035] 图4图示了如本领域已知的可操纵导引器的示范性实施例。

[0036] 图5图示了根据本公开的发明原理的图1的超声感测引导系统的示范性实施例。

[0037] 图6图示了根据本公开的发明原理的可操纵导引器与经食道超声心动图(TEE)探头的示范性配准。

[0038] 图7图示了表示根据本公开的发明原理的超声感测引导方法的流程图的示范性实施例。

[0039] 图8图示了根据本公开的发明原理的图7的经配准的可操纵导引器和TEE探头的示

范性控制回路。

### 具体实施方式

[0040] 为了便于理解本公开的发明,对图1的以下描述教导了根据本公开的发明原理的超声感测引导系统的基本发明原理。根据对图1的这种描述,本领域普通技术人员将意识到如何应用本公开的发明原理来实践根据本公开的发明原理的超声感测引导系统的多个和各种实施例。

[0041] 在实践中,本公开的发明适用于任何解剖区域,包括头部区域、颈部区域、胸部区域、腹部区域、骨盆区域、下肢和上肢。

[0042] 同样在实践中,本公开的发明适用于任何类型的解剖结构,包括但不限于健康的或不健康的组织和骨骼。

[0043] 此外,在实践中,本公开的发明适用于任何类型的医学流程,特别是介入和外科手术流程。

[0044] 参考图1,本公开的超声感测引导系统20采用医学工具30、超声换能器50、超声感测引导控制器70和超声电机控制器80。

[0045] 医学工具30是用于在医学流程期间执行特定任务的任何类型的医学工具(例如,介入工具、外科手术工具和治疗工具)。医学工具30包括用于致动医学工具30的任何类型的超声电机40(例如,医学工具30的平移运动、旋转运动和枢转运动的致动)。在实践中,时变电机驱动信号81被施加到超声电机40,以控制医学工具30的致动。如本公开领域中已知的,当时变电机驱动信号81施加到超声电机40时,超声电机40发射声波41。

[0046] 超声换能器50包括任何类型的换能器阵列60,以用于将一个或多个电信号转换成(一个或多个)超声波和将一个或多个超声波转换成(一个或多个)电信号。在实践中,如本公开领域中已知的,由超声换能器50进行的解剖区域成像涉及由用于对解剖区域(图1中未示出)成像的换能器阵列60发射和接收超声波。此外,在实践中,如图1所示,由根据本公开的发明原理的超声换能器50对超声电机40的感测涉及在医学工具30的致动期间由换能器阵列60接收由超声电机40发射的声波41以及由换能器阵列60生成声学感测数据61,声学感测数据61提供与由用于对解剖区域进行成像的换能器阵列60发射和接收的超声波的波形特性不同的声波41的波形特性(例如,频率、幅度、脉冲重复等)的信息。

[0047] 在一个实施例中,换能器阵列60的元件的子集被专门指定用于解剖区域成像,而换能器阵列60的元件的另一子集被专门指定用于超声电机感测。

[0048] 在另一实施例中,整个换能器阵列60可以在解剖区域成像和超声电机感测之间进行交替。

[0049] 在又一实施例中,整个换能器阵列60可以被设计用于超声电机感测,同时可以利用第二超声换能器或其他成像模态来进行解剖区域成像。

[0050] 超声感测引导控制器70控制由根据本公开的发明原理的超声电机40对医学工具30的致动。在实践中,超声感测引导控制器70可以在结构上被配置为执行(一个或多个)应用模块,以用于控制由超声电机40对医学工具30的致动,所述应用模块包括但不限于工具致动检测器71、医学工具致动器72、运动命令分析器74、控制延迟补偿器75、运动分析器76和诊断管理器77。

[0051] 工具致动检测器71实施对由超声电机40相对于换能器阵列60实现的医学工具30的致动的检测,如本文将进一步示范性描述的。在实践中,如本公开的领域中已知的,可以利用如由声学感测数据61指示的声波41的峰的位置来检测超声电机40相对于换能器阵列60的精确致动位置。

[0052] 医学工具致动器72实施电机致动命令73的生成,电机致动命令73用于将医学工具从由工具致动检测器71检测到的致动位置致动到目标致动位置,如本文将进一步示范性说明的。电机致动命令73由超声电机控制器80经由超声电机40的运动模型处理,以生成如本公开领域中已知的时变电机驱动信号81。

[0053] 运动命令分析器74实施对声波41的波形的分析,以断定由医学工具致动器72对电机致动命令73的发布与由超声电机40对电机驱动信号81的接收和/或执行之间的控制回路的状态,如在本公开领域中已知的,由此医学工具致动器72可以在生成电机致动命令73期间根据需要调节控制回路。

[0054] 控制延迟补偿器75实施对声波41的峰的持续时间的检测,从而将时间延迟传递到医学工具致动器72,由此医学工具致动器72可以在生成电机致动命令73期间实施延迟补偿方案,如本公开领域中已知的。

[0055] 运动分析器76实施通过分析根据电机致动命令73的声波41的预期波形与声波41的实际接收波形之间的任何差异对超声电机40的致动状况的确定,具体地,依据声波41的幅度和谱内容。声波41的预期波形和实际接收波形之间的任何显著差异可以指示超声电机40的致动状况,包括但不限于超声电机40的过载或者超声电机40的退化操作。当医学工具30正被致动到医学工具30遭遇阻力的目标致动位置时,会出现这样的状况,这继而本身表现为来自超声电机40的已放射声波41中的变化。在这种情况下,电机控制命令73可以不控制实际的电机位移(例如,由于在压电晶体上的边界条件),从而导致来自声波41的缺失超声指征,其中,应该已经存在一个。通过运动分析器76的这种确定可以经由解剖区域成像上的描绘来传递,以便于在医学工具30的定位中根据需要的操作者控制的调节。

[0056] 基于由运动分析器76对致动状况的任何确定,超声感测引导控制器70可以执行任何数量的补救措施和/或用户通知,包括但不限于激活警报状态、关闭超声感测引导系统20和调用解决致动状况的补救算法。

[0057] 诊断管理器77基于声波30的波形特性,尤其是基于声波30的幅度和/或谱内容来实施对超声电机77的任何问题的远程诊断。潜在问题的范例包括破碎的压电元件/通过由超声电机40对声波41的预期放射的缺失指示的超声电机40的连接。

[0058] 在实践中,超声感测引导控制器70的一种结构实施例可以包括经由一个或多个系统总线互连的处理器、存储器、用户接口、网络接口和存储器。

[0059] 处理器可以是如本公开领域中已知的或下文中所构思的任何硬件设备,其能够执行存储在存储器或存储设备中的指令或以其他方式处理数据。在非限制性范例中,处理器可以包括微处理器、现场可编程门阵列(FPGA)、专用集成电路(ASIC)或其他类似设备。

[0060] 存储器可以包括如本公开领域中已知的或在下文中构思的各种存储器,包括但不限于L1、L2或L3高速缓存或系统存储器。在非限制性范例中,存储器可以包括静态随机存取存储器(SRAM)、动态RAM(DRAM)、闪存、只读存储器(ROM)或其他类似的存储器设备。

[0061] 用户接口可以包括如本公开领域中已知的或下文所构思的一个或多个设备,其用

于实现与诸如管理员的用户的通信。在非限制性范例中,用户接口可以包括用于接收用户命令的显示器、鼠标和键盘。在一些实施例中,用户接口可以包括命令行接口或可以经由网络接口呈现给远程终端的图形用户接口。

[0062] 网络接口可以包括如本公开领域中已知的或下文构思的一个或多个设备,其用于实现与其他硬件设备的通信。在非限制性范例中,网络接口可以包括被配置为根据以太网协议进行通信的网络接口卡(NIC)。另外,网络接口可以根据TCP/IP协议实施用于通信的TCP/IP栈。用于网络接口的各种备选的或额外的硬件或配置将是显而易见的。

[0063] 存储设备可以包括如本公开领域中已知的或在下文中构思的一个或多个机器可读存储介质,包括但不限于只读存储器(ROM)、随机存取存储器(RAM)、磁性盘存储介质、光存储介质、闪存设备或类似的存储介质。在各种非限制性实施例中,存储设备可以储存用于由处理器执行的指令或者处理器可以操作的数据。例如,存储设备可以储存用于控制硬件的各种基本操作的基础操作系统。存储设备还可以以可执行软件/固件的形式储存一个或多个应用程序模块71-77。

[0064] 而且在实践中,控制器70和80可以是分离的、或者可以是部分或整体集成的。

[0065] 为了便于进一步理解本公开的发明,对图2A-3B的以下描述教导了根据本公开的发明原理的超声感测引导方法的基本发明原理。根据对图2A-3B的该描述,本领域普通技术人员将意识到如何应用本公开的发明原理来实践根据本公开的发明原理的超声感测引导方法的多个和各种实施例。

[0066] 通常,在实践中,本公开的超声感测引导方法基于:

[0067] 1、基于在图示解剖区域内或附近的医学工具30的图像(例如,由超声换能器50(图1)生成的超声图像)内的医学工具30的初始检测到的致动位置,由超声感测引导控制器70(图1)朝向解剖区域内或附近的目标致动位置对医学工具30(图1)的初始致动;

[0068] 2、由超声换能器50对由超声电机40(图1)发射的声波41(图1)的感测;以及

[0069] 3、基于由超声换能器50对声波41(图1)的感测,由超声感测引导控制器70(图1)朝向解剖区域内或附近的目标致动位置对医学工具30的另外的致动。

[0070] 在一个线性超声实施例中,图2A和2B图示了本公开的超声感测引导方法的控制回路,其涉及用于线性平移表示解剖区域10内的医学工具30(图1)的轴31的线性超声电机40a。

[0071] 参考图2A和2B,控制回路包括:超声换能器50a通过发射和接收由解剖区域10内的双向波符号化的超声波来生成超声图像数据62a,由此图示解剖区域10内的轴31的定位的超声图像78a被用于描绘解剖区域10内的轴31的远端的目标致动位置90并且检测解剖区域10内的远端轴31的当前致动位置91。

[0072] 如图2B所示,控制回路还包括:本公开的超声感测引导控制器的医学工具致动器72a根据以下等式[1]将位置距离误差信号 $e_d$ 断定为目标致动位置90的中心 $c_v$ 与检测到的致动位置91的中心 $c_d$ 之间的点差:

$$[0073] \quad e_d = \|c_v - c_d\| \quad [1]$$

[0074] 医学工具致动器72a还可以根据以下等式[2]将对准误差信号 $e_a$ 断定为指示角度误差的两个平面法线的点积:

$$[0075] \quad e_a = \vec{n}_v \cdot \vec{n}_d \quad [2]$$

[0076] 医学工具致动器72a还可以根据以下等式[3]将安全误差信号 $e_s$  (未示出) 断定为目标致动位置90的中心 $c_v$ 与最接近检测到的致动位置91的解剖区域10内的解剖结构的点位置 $c_s$ 之间的点差:

$$[0077] \quad e_s = ||c_s - c_d|| \quad [3]$$

[0078] 根据位置距离误差信号和对准误差信号(如果适用), 医学工具致动器72a生成运动致动命令73a, 以用于在安全误差信号(如果适用)的背景下将(一个或多个)误差信号驱动为零。医学工具致动器72a传递运动致动命令73a, 由此超声电机控制器80a将(一个或多个)适用的误差信号处理为针对轴31的逆运动学计算的输入, 以断定用于超声电机40a的线性驱动信号81a, 从而致动轴31到目标位置90的必要的平移。

[0079] 当超声电机40a将轴31平移到目标位置90时, 超声换能器50a生成声学感测数据61a, 声学感测数据61a提供声波发射超声电机40a的感测的信息, 由此超声感测引导控制器的运动致动检测器71a生成声波的波形92的声波图像79a, 如图2A所示。通过检测声波的波形92的峰, 电机致动检测器71a断定轴31的远端的检测到的致动位置91, 由此医学工具致动器72a连续地生成(一个或多个)误差信号, 直到轴31的远端到达目标致动位置90。

[0080] 在实践中, 可以基于超声图像78a和声波图像79a两者来检测检测到的致动位置91, 由此, 图像之一用作检测到的致动位置91的主要来源, 并且另一图像用于确认检测到的致动位置91。

[0081] 而且在实践中, 应用模块74-77 (图1) 或其等同物以可以并入以支持控制回路。

[0082] 在一个旋转超声实施例中, 图3A和3B图示了本公开的超声感测引导方法的控制回路, 其涉及用于盘32的旋转致动的一对旋转超声电机40b和40c, 盘32表示解剖区域10内的医学工具30 (图1)。

[0083] 参考图3A和3B, 控制回路包括: 超声换能器50a通过发射和接收由解剖区域10内的双向波符号化的超声波来生成超声图像数据63B, 由此, 图示盘32在解剖区域10内的定位的超声图像78b被用于描绘解剖区域10内的盘32的参考点的目标致动位置94, 并且检测解剖区域10内的参考点盘32的当前致动位置93。

[0084] 如图3B所示, 控制回路还包括: 本公开的超声感测引导控制器的医学工具致动器72b根据以下等式[4]将角度取向误差信号 $e_{ao}$ 断定为目标致动位置94相对于参考致动位置的角度取向 $a_s$ 与检测到的致动位置93相对于参考致动位置的角度取向 $a_d$ 之间的点差:

$$[0085] \quad e_{ao} = ||a_s - a_d|| \quad [4]$$

[0086] 根据角度取向误差信号, 医学工具致动器72b生成用于将误差信号驱动为零的运动致动命令72b。医学工具致动器72b传递运动致动命令72b, 由此超声电机控制器80b将适用的误差信号处理为针对盘32的逆运动学计算的输入, 以断定分别用于超声电机40b和超声电机40c的旋转驱动信号81b和81c, 从而致动盘32到目标位置93的必要旋转。

[0087] 当超声电机40b和超声电机40c将盘32旋转到目标位置93时, 超声换能器50a生成声学感测数据61a和超声 (ultras) 感测数据61b, 其提供声波发射超声电机40b的感测的信息, 由此本公开的超声感测引导控制器的运动致动检测器71a生成由超声电机40b发射的声波的波形95和由超声电机40c发射的声波的波形96的声波图像79ba, 如图3A所示。通过检测声波的波形95和波形96的峰, 电机致动检测器71b断定盘32的参考点的检测到的致动位置9e, 由此医学工具致动器72b连续地生成(一个或多个)误差信号, 直到盘32的参考点到达目

标致动位置94。

[0088] 在实践中,可以基于超声图像78b和声波图像79a两者来检测检测到的致动位置93,由此,图像之一用作检测到的致动位置93的主要来源,并且另一图像用于确认检测到的致动位置93。

[0089] 而且在实践中,应用模块74-77(图1)或其等同物可以并入以支持控制回路。

[0090] 为了便于进一步理解本公开的各种发明,对图5的以下描述教导了在图4所示的可操纵导引器140的背景下的本公开的发明原理。根据该描述,本领域普通技术人员将意识到如何将本公开的发明原理应用于实现和使用本公开的超声感测引导系统的额外的实施例。

[0091] 参考图4,可操纵导引器140采用轴141和末端执行器148。

[0092] 线性超声电机143a和电机控制器144a容纳在轴141内,并且电机143a经由旋转关节146a刚性耦合至轴141。杆145a从轴141延伸并经由旋转关节147a可旋转地耦合至末端执行器148。

[0093] 类似地,线性超声电机143b和电机控制器144b容纳在轴141内,电机143b经由旋转关节146b刚性地耦合至轴141。杆145b从轴141延伸并经由旋转关节147b可旋转地耦合至末端执行器148。

[0094] 本公开领域中的普通技术人员将意识到,杆145a和145b可以由相应的电机143a和143b在向前方向或反向方向上连带地线性地致动,从而使末端执行器148相对于轴141平移。

[0095] 本公开领域中的普通技术人员还将意识到,杆145a在向前方向或反向方向上的专有线性致动使末端执行器148相对于轴141枢转。类似地,杆145b在向前方向或反向方向上的专有线性致动使末端执行器148相对于轴141相反枢转。此外,杆145a和杆145b以不同速度在向前方向或反向方向上的任何线性致动将使末端执行器148相对于轴141枢转。

[0096] 本公开领域中的普通技术人员还将意识到,杆145a在反向方向上的线性致动和杆145b在向前方向上的线性致动使末端执行器148相对于轴141在逆时针方向上旋转。相反,杆145a在向前方向上的线性致动和杆145b在反向方向上的线性致动使末端执行器148相对于轴141以顺时针旋转。

[0097] 参考图5,本公开的超声感测引导系统采用可操纵导引器140、超声电机控制器180、荧光透视成像器100(例如,如图所示的移动C型臂)和/或超声换能器150、超声感测引导工作站110和控制网络110,以用于在任何类型的微创流程期间在俯卧在操作台OT上的患者P的解剖对象内部署介入工具。

[0098] 如本领域中已知的,荧光透视成像器100通常包括X射线生成器101、图像增强器102和用于旋转荧光透视成像器100的套环103。在本领域中已知的操作中,X射线控制器104控制由荧光透视成像器100对成像数据105进行生成,成像数据105图示患者P的解剖对象(例如,在微创主动脉瓣置换期间的患者P的心脏)的荧光透视图像。

[0099] 在实践中,X射线控制器104可以安装在X射线成像工作站(未示出)内,或者备选地安装在超声感测引导工作站110内。

[0100] 超声换能器150是适用于具体微创流程的任何类型的换能器(例如,用于如图所示的微创主动脉瓣置换的经食管超声心动(TEE)换能器)。在如本领域已知的操作中,超声控制器151控制由超声换能器150生成成像数据152,成像数据152图示患者P的解剖对象(例如,在微创主动脉瓣置换期间的患者P的心脏)的超声图像。

[0101] 在实践中,超声控制器151可以安装在超声成像工作站(未示出)内,或者备选地安装在超声感测引导工作站110内。

[0102] 工作站110可以组装在采用监测器111、键盘112和计算机112的独立计算系统的已知装置中。

[0103] 控制网络110可以安装在计算机112上,并且采用包括图像规划模块122和图像操纵模块123的应用模块121。控制网络110还可以包括超声感测引导控制器124。

[0104] 超声感测引导控制器124通常处理如本领域已知的图像数据以用于图像在监测器111上的图示。例如,超声感测引导控制器124可以处理X射线图像数据105以用于X射线图像在监测器111上的图示,和/或处理超声图像数据152以用于超声图像在监测器111上的图示。

[0105] 为了支持微创流程,超声感测引导控制器124执行或访问图像规划模块122,以便于对介入工具与患者P的解剖对象(例如如图6所示的患者P的心脏的主动脉瓣AV)的结构同轴对准和/或共面对准的用户描绘。为此,超声感测引导控制器124控制在监测器111上的解剖对象的结构X射线图像和/或超声图像的图示,或者同时或者备选地控制在监测器111上的对象的结构经配准的术前图像(例如,计算机断层摄影图像或磁共振图像)的图示。工作站110的操作者在(一幅或多幅)图像内描绘可操纵导引器140的末端执行器的目标致动位置,以实现介入工具与在(一幅或多幅)所显示的图像中的患者P的解剖对象的结构同轴对准和/或共面对准。

[0106] 例如,工作站110的操作者可以在(一幅或多幅)图像内基于患病主动脉瓣AV的瓣膜环轴线和瓣膜环平面的相交来描绘可操纵导引器140的末端执行器的目标致动位置,如图6所示的。

[0107] 在微创流程期间,超声感测引导控制器124执行或访问图像操纵模块123,以在(一副或多幅)所显示的图像内识别可操纵导引器140的末端执行器,由此超声感测引导控制器124可以断定到达目标致动位置所必要的可操纵导引器140的末端执行器的任何必要的平移、枢转和/或旋转,以实现介入工具与患者P的解剖对象的结构同轴对准和/或共面对准。

[0108] 例如,超声感测引导控制器124可以在(一幅或多幅)图像内相对于如图6中所示的患病主动脉瓣AV的所描绘的瓣膜环轴线和瓣膜环平面识别可操纵导引器140的末端执行器,由此超声感测引导控制器124断定到达目标致动位置所必要的可操纵导引器140的末端执行器的任何必要的平移、枢转和/或旋转,以实现与瓣膜环轴线的同轴对准和患病主动脉瓣AV的瓣膜环平面的共面对准。

[0109] 在实践中,可以构建图像操纵模块123来实施现可操纵导引器140的运动学。通过实施如在可操纵导引器140的技术领域中已知的运动学模型,由超声感测引导控制器124对图像操纵模块123的执行使得超声感测引导控制器124能够断定使可操纵导引器140的(一个或多个)线性致动器达到目标致动位置的(一个或多个)线性运动参数,如本文将进一步解释的。超声感测引导控制器124生成提供用于(一个或多个)线性致动器的(一个或多个)期望的线性运动参数的信息的运动致动命令136,并且将运动致动命令136传递到超声电机控制器180,运动致动命令136用于由(一个或多个)线性致动器来致动可操纵导引器140的末端执行器的平移、枢转和/或旋转来达到目标致动位置,以实现介入工具与患者P的解剖

对象的结构同轴对准和/或共面对准。运动致动命令136的生成涉及由超声感测引导控制器124感测由可操纵导引器140发射的声波,如本文中先前所解释的。对声波的感测便于可操纵导引器140到目标致动位置的精确定位。

[0110] 例如,超声感测引导控制器124可以生成运动致动命令136,以由线性致动器致动要到达目标致动位置所必要的可操纵导引器140的末端执行器的平移、枢转和/或旋转,以实现与瓣膜环轴线的同轴对准和患病主动脉瓣AV的瓣膜环平面的共面对准,如图6所示的。运动致动命令136的生成涉及由超声感测引导控制器124感测由可操纵导引器140发射的声波,这便于可操纵导引器140到目标致动位置的精确定位,以实现与瓣膜环轴线的同轴对准和患病主动脉瓣AV的瓣膜环平面的共面对准,如图6所示的。

[0111] 在实践中,超声电机控制器180可以是独立的控制器或安装在超声感测引导工作站110内。

[0112] 为了便于进一步理解本公开的各种发明,以下对图7的描述教导了在微创主动脉瓣置换背景下的与本公开的超声感测引导方法相关联的基本发明原理。根据该描述,本领域普通技术人员将意识到如何将本公开的发明原理应用于实现和使用本公开的超声感测引导方法的额外的实施例,以用于适于本公开的可操纵导引器的任何类型的微创流程。

[0113] 参考图7,流程图200的阶段S202涵盖用户将可操纵导引器140(图5)放置到患者的心脏中,如经由围绕患者的胸腔的荧光透视成像器100(图5)或者经由放置在患者的食道中的TEE探头150(图5)的外科手术图像中图示的。

[0114] 阶段S202的经心尖途径涉及胸部的下部的小切口,以及跳动心脏的左心室中的小穿刺。将可操纵导引器140放置到心脏中可以将可操纵导引器140的末端执行器定位在左心室内的任何位置处,如经由荧光透视成像器100或TEE探头150的外科手术图像中图示的。

[0115] 例如,情形210a是可操纵导引器140的末端执行器与心脏的主动脉瓣AV的示范性同轴对准和共面未对准。

[0116] 通过其他范例,情形211a是可操纵导引器140的末端执行器与心脏的主动脉瓣AV的示范性同轴未对准和共面未对准。

[0117] 阶段S202的经主动脉途径涉及患者的胸部的上部的小切口,以及患者的跳动心脏的主动脉中的小穿刺。将可操纵导引器140放置到心脏中可以将可操纵导引器140的末端执行器定位在主动脉内的任何位置处(即,位置和取向),如经由TEE探头150或备选地荧光透视成像器100的外科手术图像中图示的。

[0118] 本领域普通技术人员将意识到类似于情形210a和211a的经主动脉途径的示范性经心尖情形。

[0119] 流程图200的阶段S204涵盖:超声感测引导控制器124(图5),其便于将可操纵导引器140配准到适用的成像模态、荧光透视成像器100或TEE探头150。

[0120] 在实践中,可以通过本领域中的任何已知技术执行配准,以在可操纵导引器140的致动坐标系与适用成像模态的图像坐标系之间生成变换矩阵。

[0121] 可操纵导引器140的致动坐标系定义用于跟踪可操纵导引器140的末端执行器在致动坐标系内的位置的参考点,尤其是依据末端执行器的指定点(例如,中央点)的位置和与末端执行器的指定点的位置有关的末端执行器的取向。

[0122] 适用的成像模态的图像坐标系定义用于识别解剖结构的和可操纵导引器140在解

剖对象的实况图像内的位置的参考点。

[0123] 而且在实践中,鉴于可操纵导引器140的轴被锚定在心肌中,可操纵导引器140的致动坐标系被假定为是静态的。通过比较,鉴于适用的成像模态的固定的定位,图像坐标系可以是静态的,由此,在流程图200的执行中维持初始配准。相反,鉴于适用的成像模态的变化的定位,图像坐标系可以是动态的,由此在流程图200的执行中根据需要更新初始配准。

[0124] 流程图200的阶段S204还涵盖:超声感测引导控制器124,其便于在解剖对象的实况图像内的可操纵导引器140的末端执行器的目标位置的外科医师描绘或图像描绘。

[0125] 在一个实施例中,外科医师可以勾画出在解剖对象的实况图像内的可操纵导引器140的末端执行器的期望目标位置。

[0126] 在第二实施例中,超声感测引导控制器124执行如本领域已知的解剖对象的实况图像内的靶向结构的自动分割,并且确定可操纵导引器140的末端执行器相对于经分割的结构的目标位置。

[0127] 在实践中,所描绘的目标位置可以被描述为由中心定义的平面和垂直于平面的单位向量。

[0128] 流程图200的阶段S206涵盖由超声感测引导控制器124致动可操纵导引器140,以将其末端执行器操纵到所描绘的目标位置,从而实现可操纵导引器140的末端执行器与如心脏的实况图像(例如,X射线或超声)中所示的心脏的主动脉瓣AV的同轴对准和/或共面对准。

[0129] 例如,情形210b是末端执行器的示范性平移运动,从而实现可操纵导引器140的末端执行器与心脏的主动脉瓣AV的同轴对准和共面对准。

[0130] 通过其他范例,情形211b是末端执行器的示范性平移运动和俯仰运动,从而实现可操纵导引器140的末端执行器与心脏的主动脉瓣AV的同轴对准和共面对准。

[0131] 本领域普通技术人员将意识到类似于经心尖情形210b-152b的经主动脉途径的示范性情形。

[0132] 流程图200的阶段S208涵盖通过使支撑人造瓣膜的球囊导管穿过可操纵导引器140来部署人造瓣膜,并且其末端执行器引导支撑人造瓣膜的球囊导管的定位。备选地,在阶段S202和S204期间,球囊导管可以固定地或可分离地毗连至可操纵导引器140的末端执行器,由此经由实况图像的超声感测引导控制器124在阶段S202的可操纵导引器140的放置期间和在阶段S206期间的末端执行器的定位期间识别并考虑球囊导管。

[0133] 在人造瓣膜的部署的情况下终止流程图200。

[0134] 图8图示了在阶段S206(图7)期间执行的控制回路。参考图8,控制回路包括TEE探头150通过发射和接收由解剖区域10内的双向波符号化的超声波来生成超声图像数据62c,由此说明解剖区域10内的可操纵导引器140的末端执行器的定位的超声图像被用于描绘可操纵导引器140的末端执行器在跳动心脏的左心室LV内的目标致动位置90a,并且检测可操纵导引器140的末端执行器在跳动心脏的左心室LV内的当前致动位置91a。

[0135] 如图8所示,控制回路还包括本公开的超声感测引导控制器的医学工具致动器72c根据前面描述的等式[1]将位置距离误差信号 $e_a$ 断定为目标致动位置90a的中心 $c_v$ 与检测到的致动位置91a的中心 $c_a$ 之间的点差。

[0136] 医学工具致动器72c还可以根据前面描述的等式[2]将对准误差信号 $e_a$ 断定为指

示角度误差的两个平面法线的点积。

[0137] 医学工具致动器72c还可以根据前面描述的等式[3]将安全误差信号 $e_s$  (未示出) 断定为目标致动位置90a的中心 $c_v$ 与最接近检测到的致动位置91a的解剖区域10内的解剖结构的点位置 $c_s$ 之间的点差。

[0138] 根据位置距离误差信号和对准误差信号(如果适用),医学工具致动器72c生成用于最小化误差信号(例如,在安全误差信号(如果适用)的背景下将误差信号驱动为零)的运动致动命令73c。医学工具致动器72c传递运动致动命令73c,由此超声电机控制器80c将(一个或多个)适用的误差信号处理为针对可操纵导引器140的末端执行器的逆向运动学计算的输入,以断定用于可操纵导引器140的超声电机的线性驱动信号81d,从而致动可操纵导引器140的末端执行器到目标位置90a的必要的平移。

[0139] 随着可操纵导引器140的超声电机将可操纵导引器140的末端执行器平移到目标位置90a,超声换能器50a生成声学感测数据61a,其提供可操纵导引器140的声波发射超声电机的感测的信息,由此,超声感测引导控制器的运动致动检测器71c生成声波的波形的声波图像。通过检测声波的波形的峰,电机致动检测器71c断定可操纵导引器140的末端执行器的检测到的致动位置91b,由此医学工具致动器72c连续地生成(一个或多个)误差信号,直到可操纵导引器140的末端执行器到达目标致动位置90a。

[0140] 在实践中,可以基于跳动心脏的左心室LV的超声图像和声波图像两者来检测检测到的致动位置91b,由此图像之一用作检测到的致动位置91b的主要来源,并且另一图像用于确认检测到的致动位置。

[0141] 而且在实践中,应用模块74-77(图1)或其等同物可以并入以支持控制回路。

[0142] 参考图1-8,本领域普通技术人员将意识到本公开的许多益处,包括但不限于,通过提供使用组合的超声成像和感测的医学工具的控制的本公开的发明对超声引导系统和方法的改进,以通过新颖且独特地利用超声电机来精确定位医学工具,从而产生可检测的声波以用于精确定位医学工具。

[0143] 此外,本领域普通技术人员将意识到,鉴于本文提供的教导,本公开/说明书中描述的和/或附图中描绘的特征、元件、部件等可以以电子部件/电路、硬件、可执行软件和可执行固件的各种组合来实施,并且提供可以组合在单个元件或多个元件中的功能。例如,可以通过使用专用硬件以及能够执行与适当软件相关联的软件的硬件来提供附图中示出/图示/描绘的各种特征、元件、部件等的功能。当由处理器提供时,功能可以由单个专用处理器、由单个共享处理器或者由多个个体处理器(其中一些处理器可以共享和/或多路复用)提供。此外,术语“处理器”的明确使用不应该被解释为专门地指代能够执行软件的硬件,并且可以隐含地包括但不限于数字信号处理器(“DSP”)硬件、存储器(例如,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)以及能够(和/或可配置为)执行和/或控制过程的几乎任何模块和/或机器(包括硬件、软件、固件、电路、其组合等)。

[0144] 此外,本文记载的本发明的原理、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等价物两者。额外地,这样的等价物旨在包括当前已知的等价物以及将来开发的等价物两者(例如,开发的可以执行相同或基本相似的功能的任何元件,而不管结构)。因此,例如,本领域普通技术人员将意识到,鉴于本文提供的教导,本文呈现的任何框

图可以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,本领域普通技术人员应该意识到,鉴于本文提供的教导,任何流程表、流程图等可以表示可以实质上表示在计算机可读存储介质中并且因此由计算机、处理器或者具有处理能力的其他设备执行的各种过程,而无论是否明确地示出了这样的计算机或处理器。

[0145] 此外,本公开的示范性实施例可以采取可从计算机可用和/或计算机可读存储介质访问的计算机程序产品或应用模块的形式,所述计算机可用和/或计算机可读存储介质提供由例如计算机或任何指令执行系统使用或结合例如计算机或任何指令执行系统使用的程序代码和/或指令。根据本公开,计算机可用或计算机可读存储介质可以是能够例如包括、存储、通信、传播或传输程序以由指令执行系统、装置或设备使用或与其结合使用的任何装置。这样的示范性介质可以是例如电子、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例如半导体或固态存储器、磁带、可移除计算机磁盘、随机存取存储器(RAM)、只读存储器(ROM)、闪存(驱动器)、刚性磁盘和光盘。光盘的当前范例包括光盘只读存储器(CD-ROM)、光盘读/写(CD-R/W)和DVD。此外,应当理解,以下可以开发的任何新的计算机可读介质也应该被认为是如可以根据本公开和公开内容的示范性实施例使用或参考的计算机可读介质。

[0146] 已经描述了新颖创造性的超声感测引导系统和方法的优选和示范性实施例(所述实施例旨在是说明性而非限制性的),应注意,本领域普通技术人员可以根据本文提供的教导(包括附图)做出修改和变化。因此,应理解,可以在本公开的优选和示范性实施例中做出改变/对其做出改变,这些改变在本文公开的实施例的范围内。

[0147] 此外,应预期,并入和/或实施设备的或诸如可以在根据本公开的设备中使用/实施的对应和/或相关系统也被预期并认为在本公开的范围内。此外,用于制造和/或使用根据本公开的设备 and/或系统的对应和/或相关方法还被预期并认为在本公开的范围内。

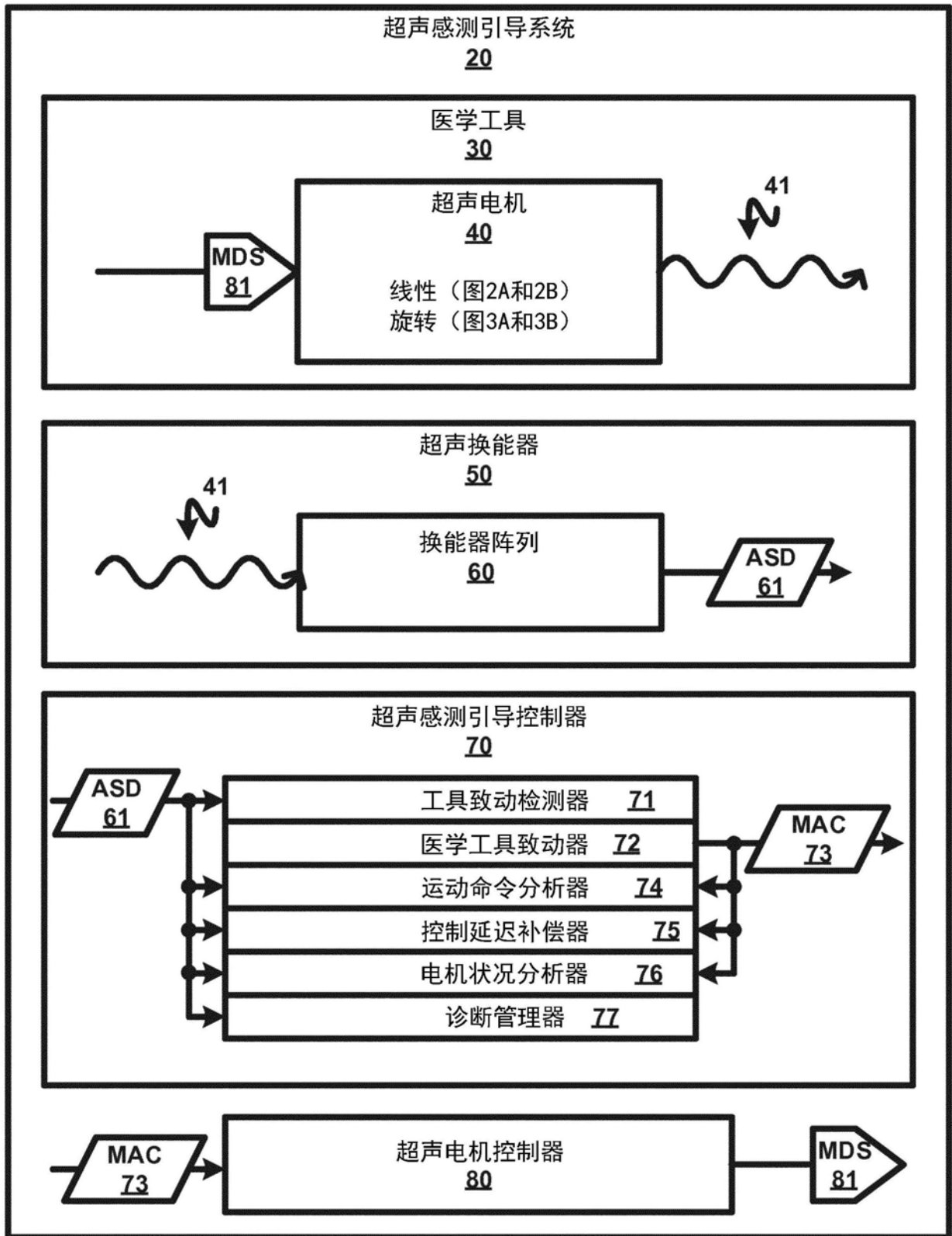


图1

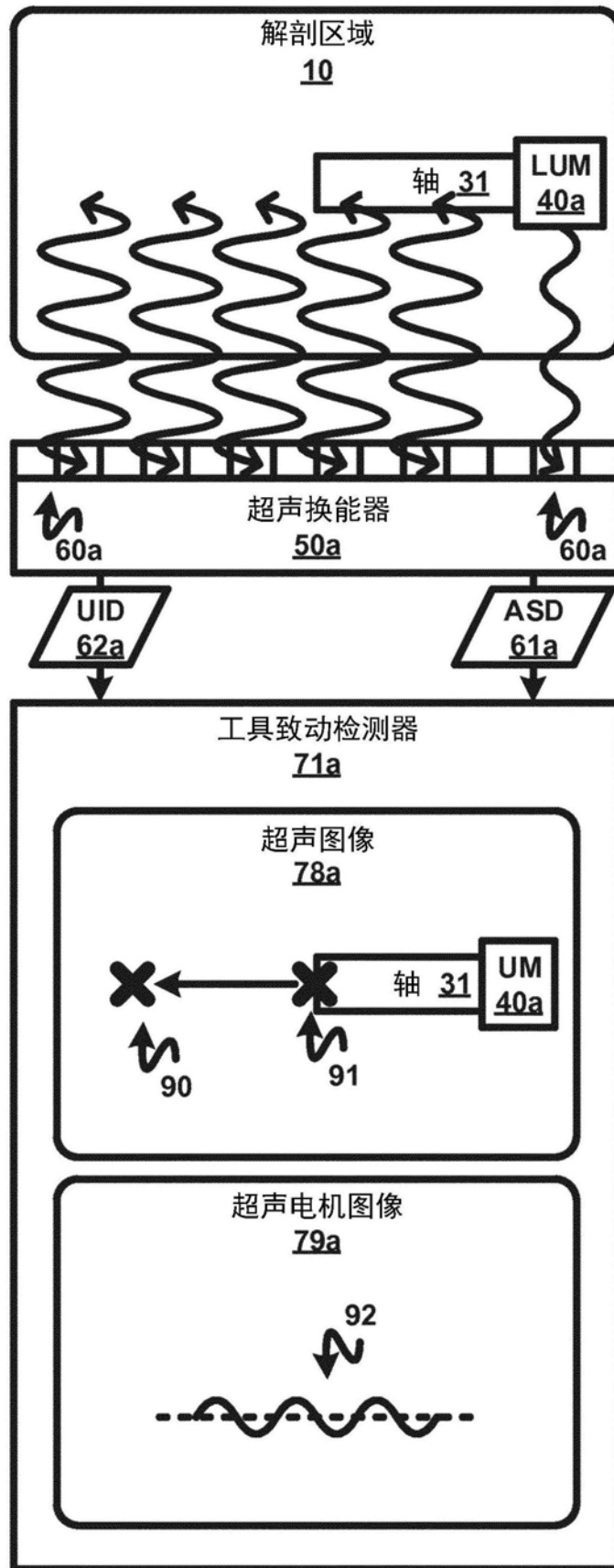


图2A

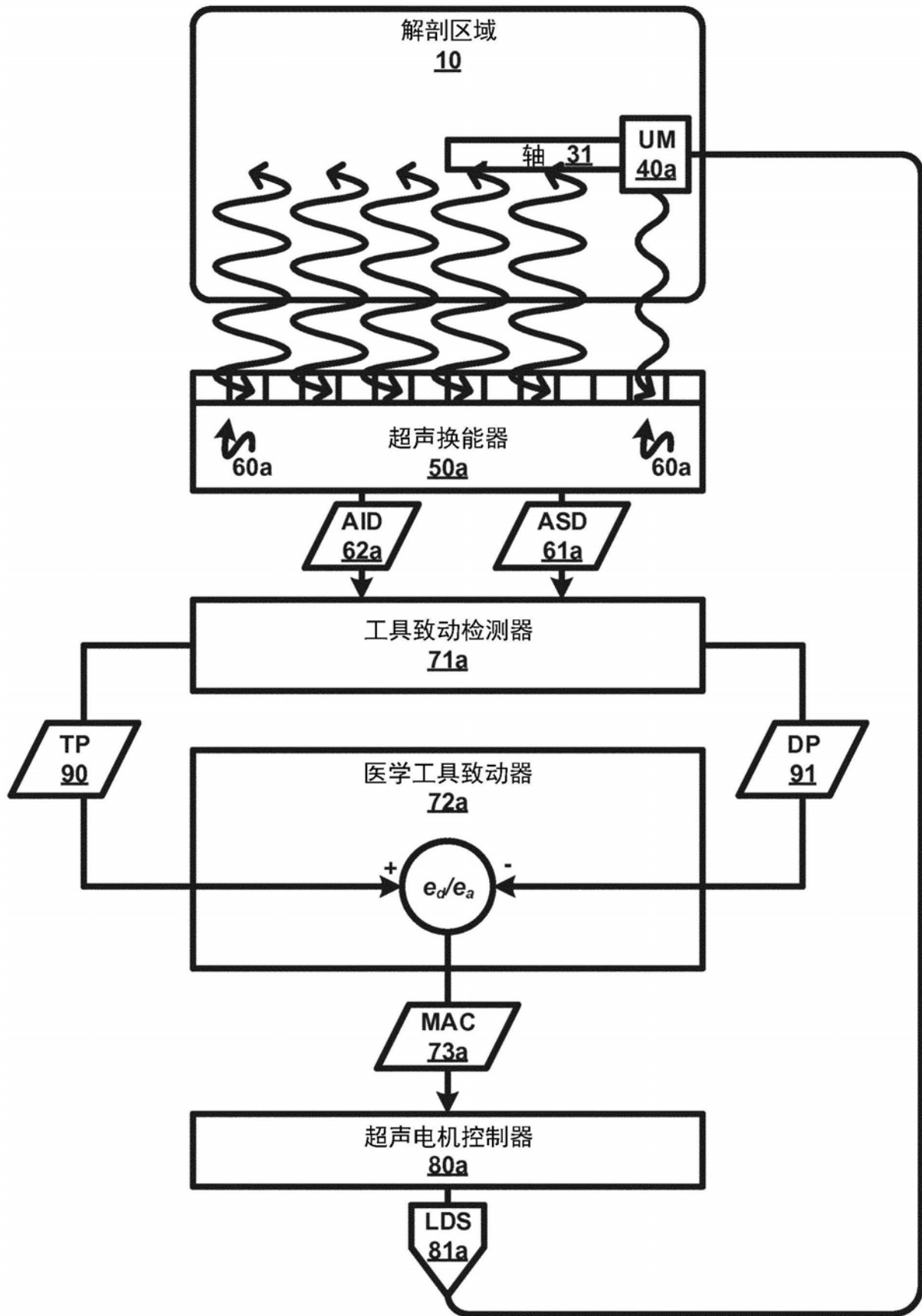


图2B

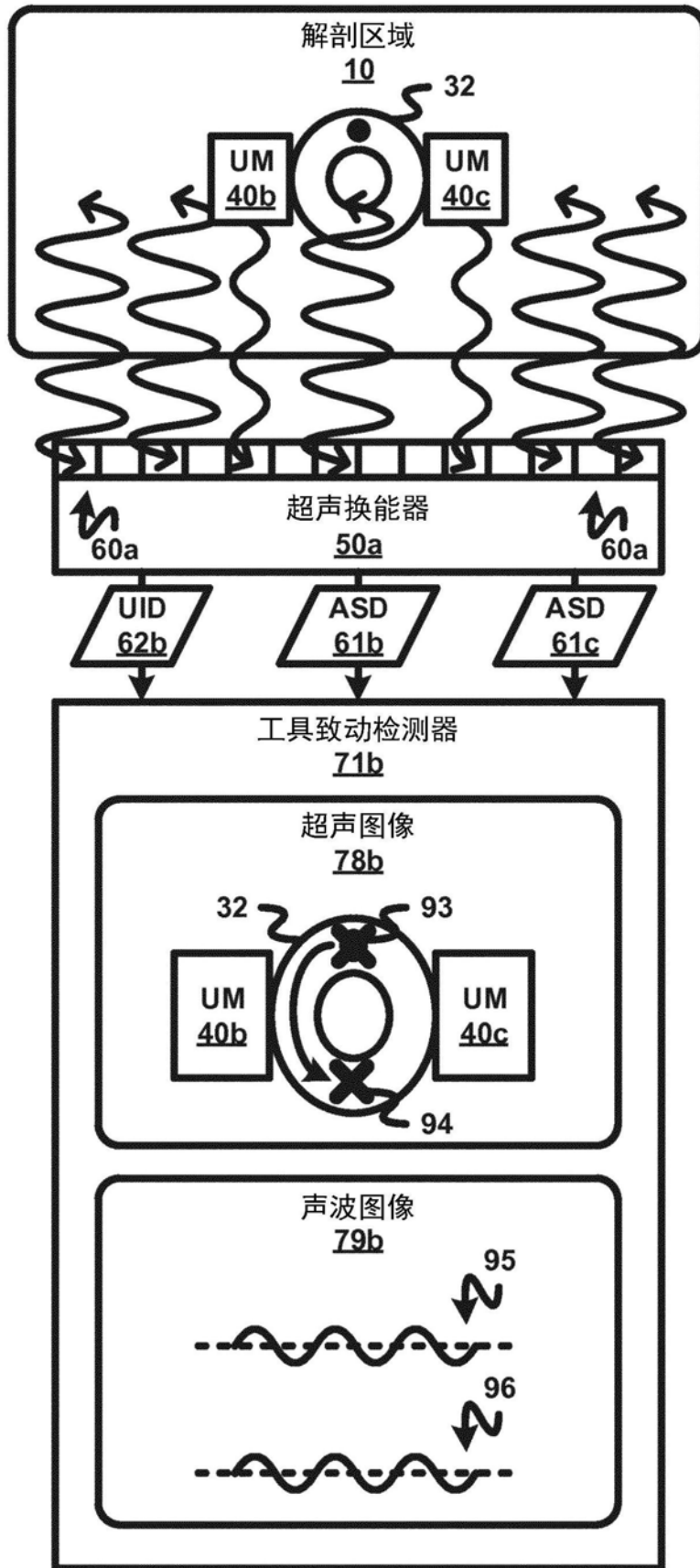


图3A

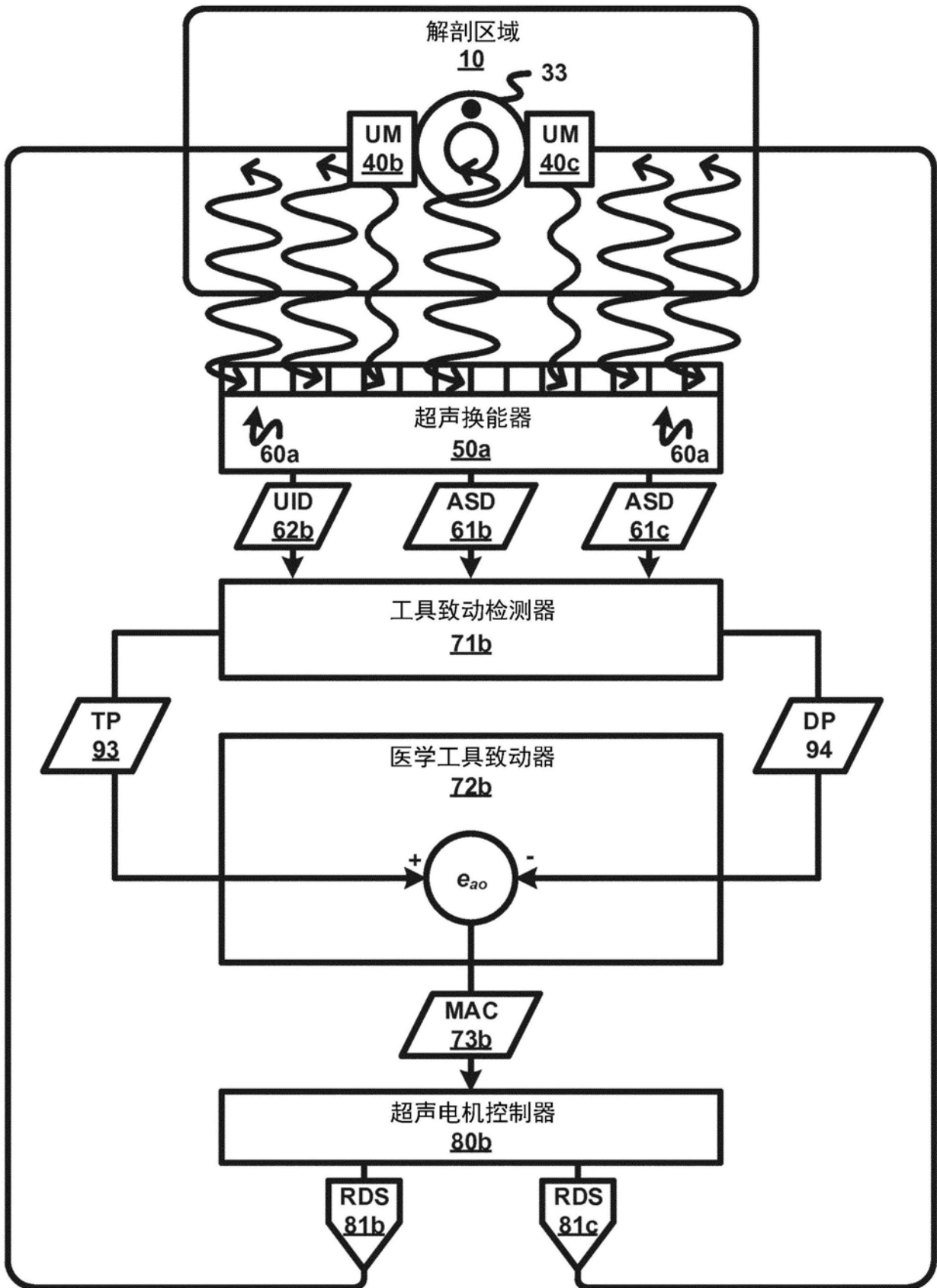


图3B

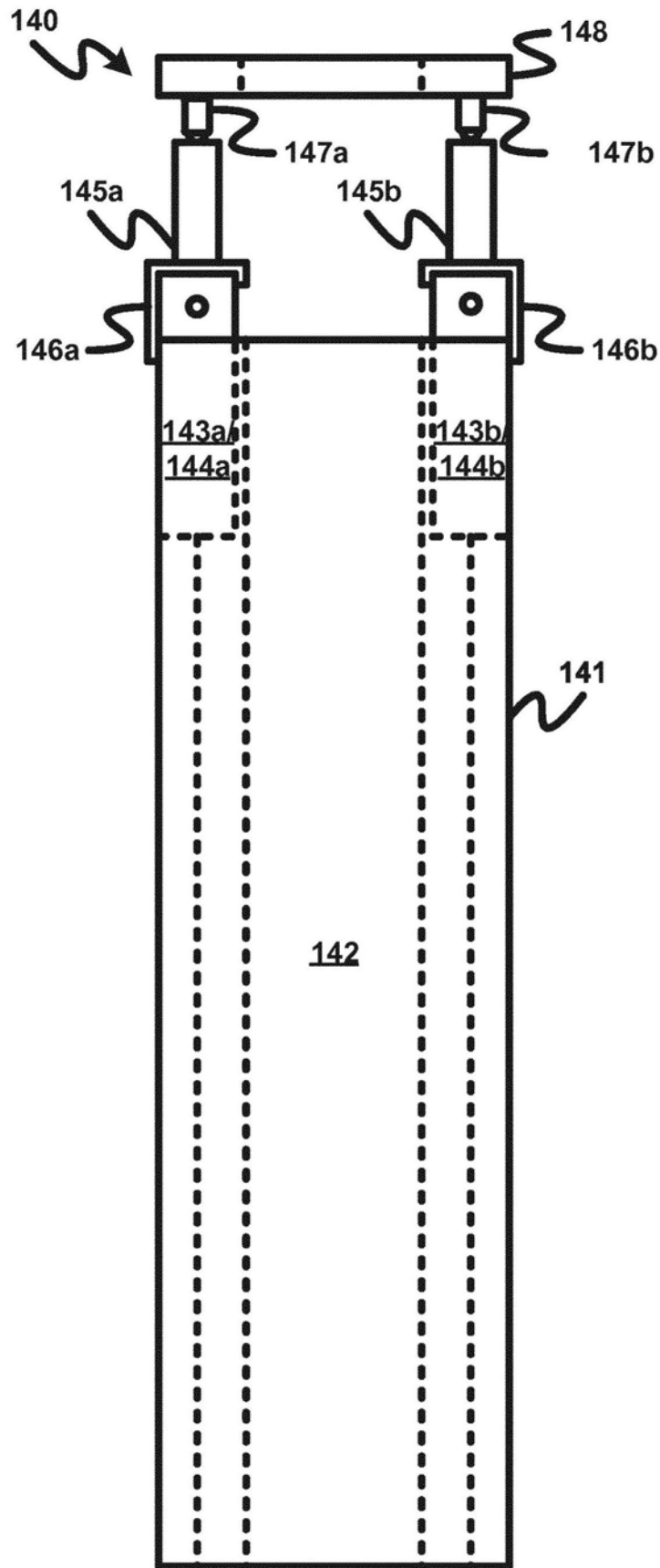


图4

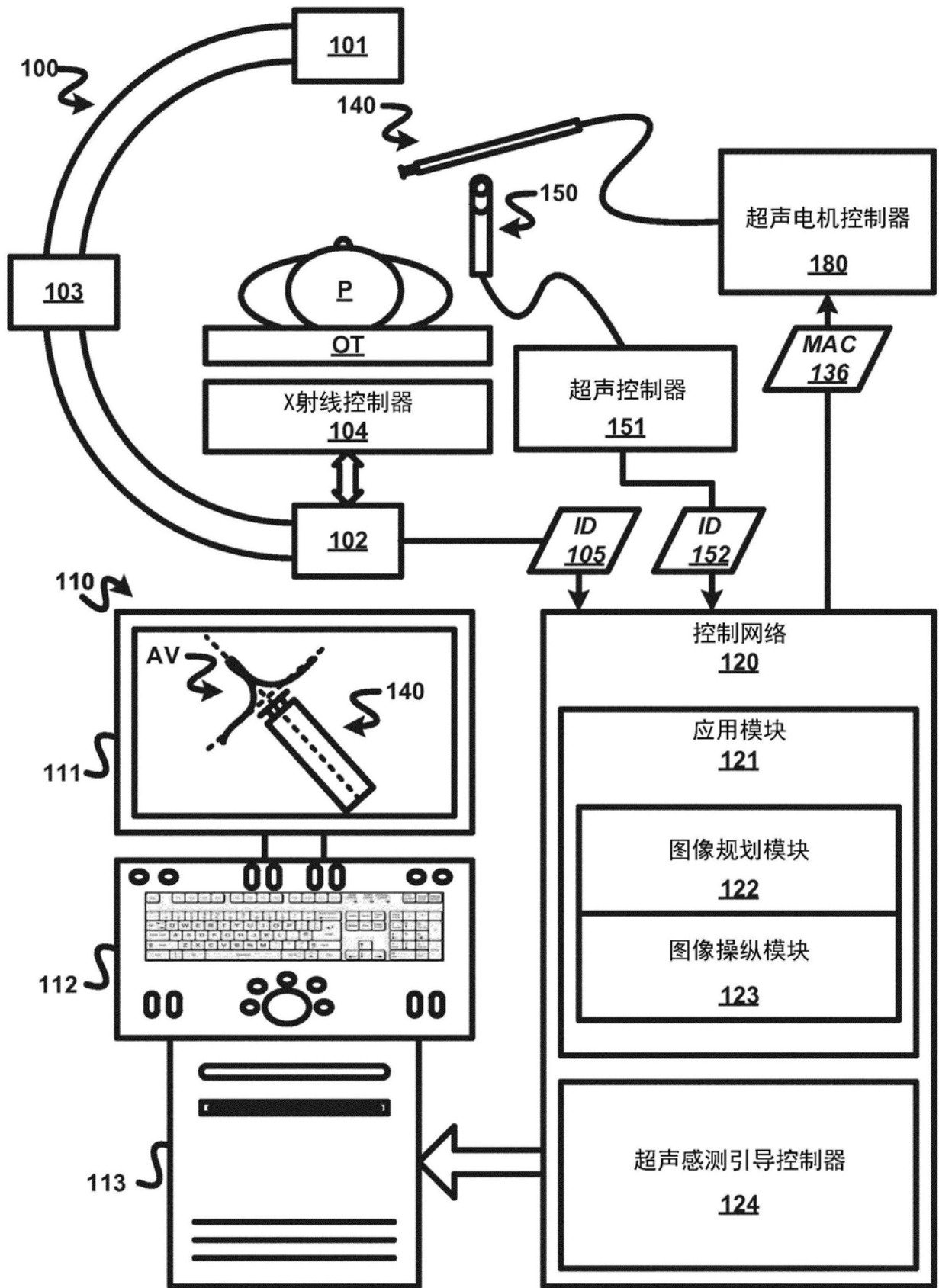


图5

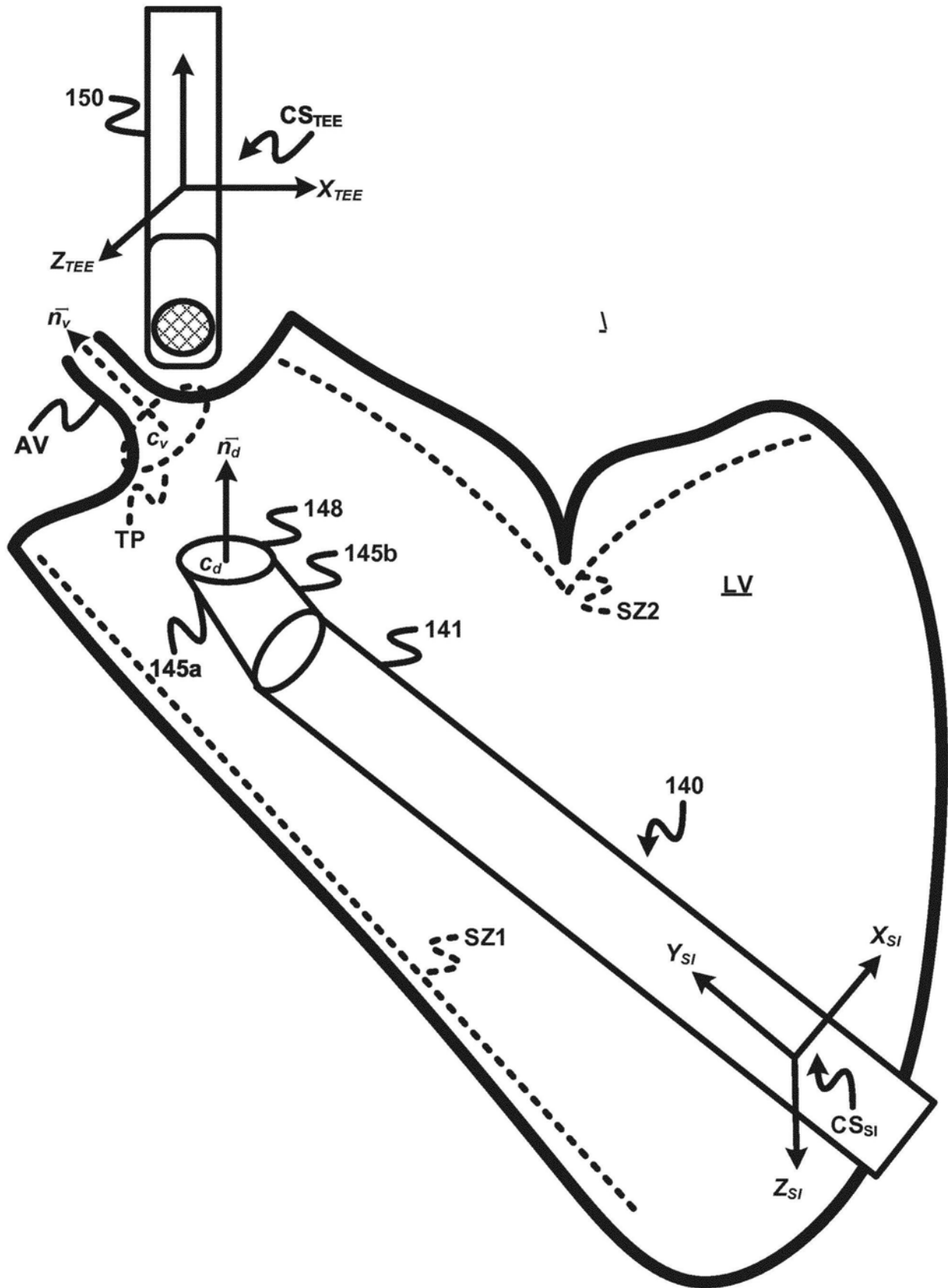


图6

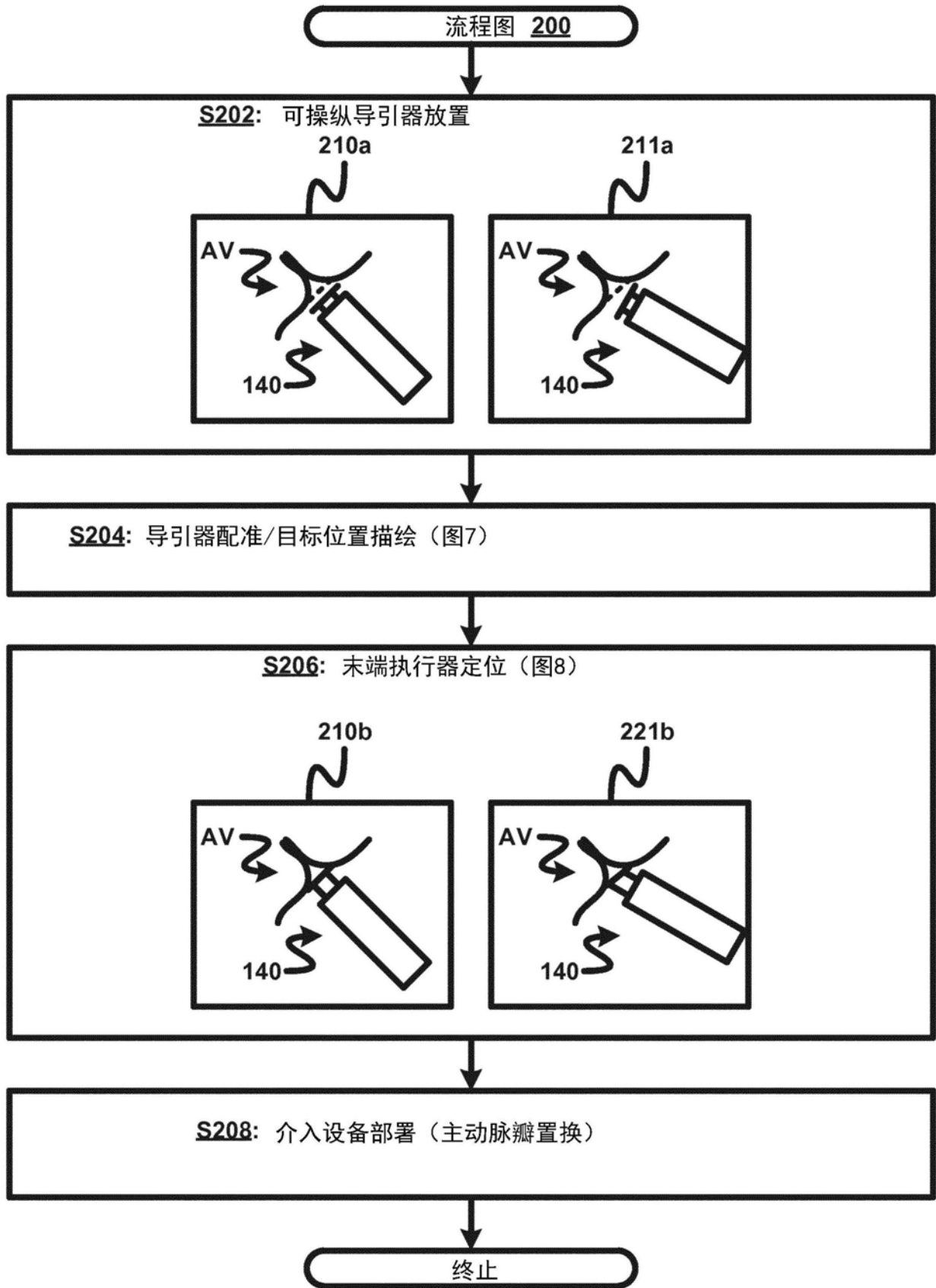


图7

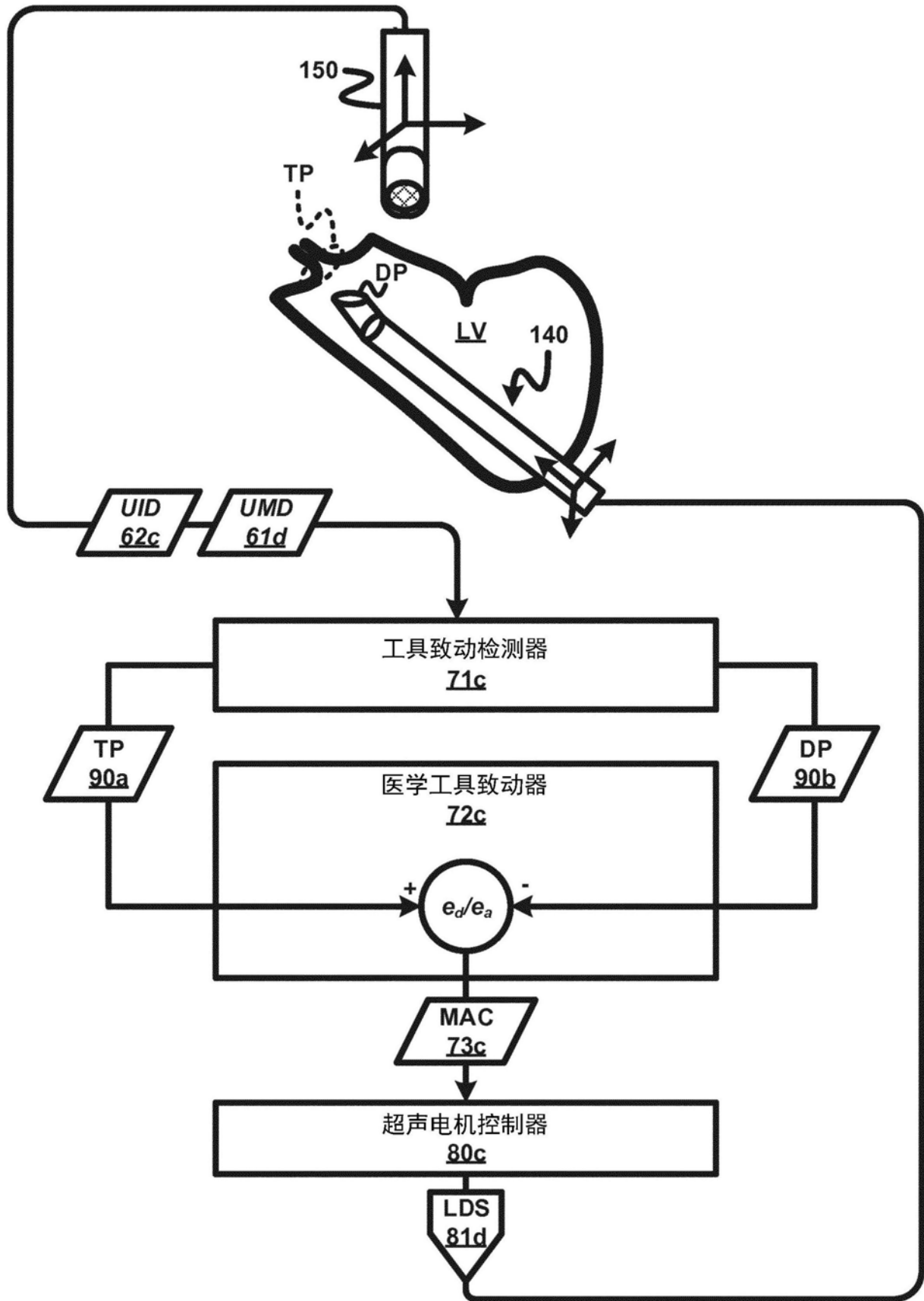


图8

专利名称(译)	可致动医学工具的超声引导		
公开(公告)号	<a href="#">CN110114000A</a>	公开(公告)日	2019-08-09
申请号	CN201780078706.1	申请日	2017-12-14
[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	A波波维奇 R塞普		
发明人	A·波波维奇 R·塞普		
IPC分类号	A61B8/08 A61B8/12 A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/08 A61B8/0841 A61B8/12 A61B8/4416 A61B8/4477 A61B8/56 A61B8/5207 A61B8/54 A61B34/20 A61B2034/2063		
代理人(译)	李光颖 王英		
优先权	62/435945 2016-12-19 US		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

一种超声感测引导系统，其采用包括用于相对于解剖区域致动医学工具(30)的超声电机(40)的医学工具(30)。所述超声感测引导系统还采用超声换能器(50)和超声感测引导控制器(70)。在操作中，超声换能器(50)生成声学感测数据，所述声学感测数据指示当超声电机(40)相对于解剖区域致动医学工具(30)时由超声换能器(50)对由超声电机(40)发射的声波的感测，并且超声感测引导控制器(70)响应于由超声换能器(50)对声学感测数据的生成而控制由超声电机(40)对医学工具(30)的致动。

