



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 101889878 A

(43) 申请公布日 2010. 11. 24

(21) 申请号 201010109278. 4

(22) 申请日 2010. 01. 22

(30) 优先权数据

12/358745 2009. 01. 23 US

(71) 申请人 韦伯斯特生物官能公司

地址 美国加利福尼亚州

(72) 发明人 Y·利奇滕斯坦

(74) 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司

司 72001

代理人 李娜 蒋骏

(51) Int. Cl.

A61B 8/12(2006. 01)

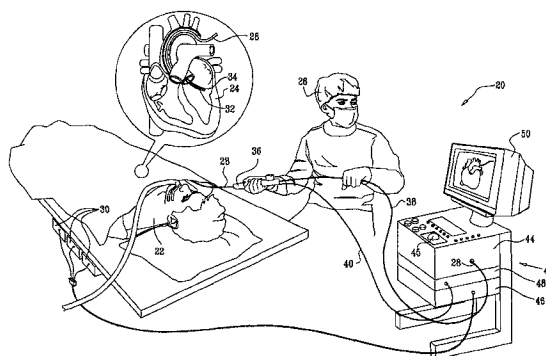
权利要求书 2 页 说明书 4 页 附图 2 页

(54) 发明名称

超声换能器和位置传感器之间隔绝的导管

(57) 摘要

本发明涉及超声换能器和位置传感器之间隔绝的导管。本发明公开了一种医疗设备,包括侵入式探针,所述侵入式探针用于插入活受试者体内。本发明公开了一种超声子系统,包括包含在所述探针内的超声换能器,和图像处理电路,所述图像处理电路设置在所述探针外部,并且被耦接以与所述探针内的所述超声换能器通讯。本发明公开了一种位置感测子系统,包括包含在所述探针内的位置换能器,和位置跟踪电路,所述位置跟踪电路设置在所述探针外部,并且被耦接以与所述位置换能器通讯,从而测定所述超声换能器在受试者身体内的位置坐标。所述位置感测系统与所述超声子系统电隔绝。



1. 一种医疗设备,包括:

侵入式探针,用于插入活受试者体内;

超声子系统,包括包含在所述探针中的超声换能器,和图像处理电路,所述图像处理电路设置在所述探针外部,并且被耦接以与所述探针内的所述超声换能器通讯;以及

位置感测子系统,包括包含在所述探针内的位置换能器,和位置跟踪电路,所述位置跟踪电路设置在所述探针外部,并且被耦接以与所述位置换能器通讯,以便确定所述超声换能器在所述受试者体内的位置坐标,

其中所述位置感测子系统与所述超声子系统电隔绝。

2. 根据权利要求1所述的医疗设备,其中所述侵入式探针包括导管,所述导管用于插入受试者的心脏内。

3. 根据权利要求1所述的医疗设备,其中所述超声换能器被构造为在所述探针在体内的不同各位置处捕集器官的多个超声输入图像,并且其中所述图像处理电路被构造为使用所述位置坐标将所述输入图像结合,以产生所述器官的三维图像。

4. 根据权利要求1所述的医疗设备,其中所述位置感测子系统包括一个或多个磁场发生器,所述磁场发生器被构造为在受试者体内产生磁场,并且其中所述位置换能器包括磁场传感器,所述磁场传感器被构造为响应于所述磁场将位置信号输出到所述位置跟踪电路。

5. 根据权利要求1所述的医疗设备,其中所述超声换能器由所述超声子系统保持在地电势,而所述位置感测子系统保持在非地电势。

6. 根据权利要求1所述的医疗设备,包括隔绝电路,所述隔绝电路介于所述位置换能器和所述位置跟踪电路之间,以在所述位置换能器和所述位置跟踪电路之间传送位置信号,而在所述位置换能器和所述位置跟踪电路之间不形成导电通路。

7. 根据权利要求6所述的医疗设备,其中所述隔绝电路包括一个或多个隔绝变压器。

8. 一种用于制备侵入式医疗系统的方法,包括:

提供侵入式探针,所述侵入式探针用于插入活受试者体内;

通过将超声换能器安装在所述探针中并且将所述超声换能器耦接以与所述探针外部的图像处理电路通讯来装配超声子系统;

通过将位置换能器安装在所述探针内并且将所述位置换能器耦接以与所述探针外部的位置跟踪电路通讯来装配位置感测子系统,以便确定所述超声换能器在受试者体内的位置坐标;以及

将所述位置感测子系统与所述超声子系统电隔绝。

9. 根据权利要求8所述的方法,其中所述侵入式探针包括用于插入受试者心脏内的导管。

10. 根据权利要求8所述的方法,其中所述超声换能器被构造为在所述探针在受试者体内的不同各位置处捕集器官的多个超声输入图像,并且其中所述图像处理电路被构造为使用所述位置坐标将所述输入图像结合,以产生所述器官的三维图像。

11. 根据权利要求8所述的方法,其中所述位置感测子系统包括一个或多个磁场发生器,所述磁场发生器被构造为在受试者体内产生磁场,并且其中所述位置换能器包括磁场传感器,所述磁场传感器被构造为响应于所述磁场将位置信号输出到所述位置跟踪电路。

12. 根据权利要求 8 所述的方法,其中装配所述超声子系统包括将所述超声换能器保持在地电势,而将所述位置感测系统保持在非地电势。

13. 根据权利要求 8 所述的方法,其中电隔绝所述位置感测子系统包括将隔绝电路介于所述位置换能器和所述位置跟踪电路之间,以在所述位置换能器和所述位置跟踪电路之间传送位置信号,而在所述位置换能器和所述位置跟踪电路之间不形成导电通路。

14. 根据权利要求 13 所述的方法,其中所述隔绝电路包括一个或多个隔绝变压器。

超声换能器和位置传感器之间隔绝的导管

技术领域

[0001] 本发明整体涉及侵入式医疗装置,具体地讲,涉及结合成像和位置感测功能的侵入式探针。

背景技术

[0002] 具有声学换能器的导管可用于心内膜非接触成像。例如,美国专利 6,716,166 和 6,773,402 描述了用于体腔、具体地讲用于心脏的 3D 成像和几何重构系统,所述专利的公开内容以引用方式并入本文中。所述系统使用包括多个声学换能器的心脏导管。换能器发出超声波,所述超声波从体腔表面反射,并且再次由换能器接收。测定从每一个换能器到与所述换能器相对的表面上点或区域的距离,并且将所述距离的测量与表面的 3D 形状重构相结合。导管还包括位置传感器,所述位置传感器用于测定导管在心脏内的位置和方向坐标。

[0003] 美国专利申请公开 2006/0241445 描述了用于模拟解剖学结构(例如心室)的方法和设备,其公开内容以引用方式并入本文中。包括超声换能器和位置传感器的阵列的探针用于将患者体内的目标器官或结构成像。在一个实施例中,探针包括导管,所述导管插入患者心脏内。所述探针获得目标器官的多个 2D 超声图像,并且将所述超声图像发送到图像处理。对于每一个图像,使用位置传感器测量探针的位置和方向坐标。根据超声图像和测量的位置和方向坐标,构造解剖学结构的三维(3-D)模型。

发明内容

[0004] 将位置感测和超声成像功能结合在单个探针中可能会引起对安全的担心。超声子系统可能产生相对高的电压,通常保持在地电势,并且与患者电隔绝,所述超声子系统包括包含在所述探针内的超声换能器和外部处理电路。另一方面,所述位置感测子系统可保持在患者身体的正常工作部分的电势,由于安全原因,所述患者身体应保持与地隔绝,所述位置感测子系统包括在所述探针内的位置换能器和外部位置跟踪电路。但是位置换能器和超声换能器通常彼此靠近设置在所述探针内。这些部件或其相关线路短路可能破坏期望的隔绝,并且对患者有危险。

[0005] 下文描述的本发明的实施例提供了侵入式成像系统中位置感测和超声子系统之间的安全电隔绝。所述隔绝可通过使用隔绝电路实现,以将信号在所述探针内的位置传感器和外部位置跟踪电路之间传送,而在所述位置传感器和所述位置跟踪电路之间不形成导电通路。

[0006] 因此根据本发明的实施例提供一种医疗设备,包括:

[0007] 侵入式探针,用于插入活受试者体内;

[0008] 超声子系统,包括包含在所述探针内的超声换能器,和图像处理电路,所述图像处理电路设置在所述探针外部,并且被耦接以与所述探针内的所述超声换能器通讯;以及

[0009] 位置感测子系统,包括包含在所述探针内的位置换能器,和位置跟踪电路,所述位

置跟踪电路设置在所述探针外部,并且被耦接以与所述位置换能器通讯,以便测定所述超声换能器在受试者体内的位置坐标,

[0010] 其中所述位置感测子系统与所述超声子系统电隔绝。

[0011] 在一些实施例中,所述侵入式探针包括用于插入受试者心脏内的导管。在一个实施例中,所述超声换能器被构造为在所述探针在体内的不同各位置处捕集器官的多个超声输入图像,并且所述图像处理电路被构造为使用所述位置坐标将所述输入图像结合,以产生所述器官的三维图像。另外或者可替代地,所述位置感测子系统包括一个或多个磁场发生器,所述磁场发生器被构造为在受试者体内产生磁场,并且所述位置换能器包括磁场传感器,所述磁场传感器被构造为响应于所述磁场将位置信号输出到所述位置跟踪电路。

[0012] 通常,所述超声换能器通过所述超声子系统保持在地电势,而所述位置感测子系统保持在非地电势。

[0013] 在公开的实施例中,所述医疗设备包括隔绝电路,所述隔绝电路介于所述位置换能器和所述位置跟踪电路之间,以在所述位置换能器和所述位置跟踪电路之间传送位置信号,而在所述位置换能器和所述位置跟踪电路之间不形成导电通路。通常,所述隔绝电路包括一个或多个隔绝变压器。

[0014] 根据本发明的实施例,还提供制备所述侵入式医疗系统的方法,所述方法包括:

[0015] 提供侵入式探针,所述侵入式探针用于插入活受试者体内;

[0016] 通过将超声换能器安装在所述探针中并且将所述超声换能器连接与所述探针外部的图像处理电路通讯来装配超声子系统;

[0017] 通过将位置换能器安装在所述探针内并且将所述位置换能器连接与所述探针外部的跟踪电路通讯来装配位置感测子系统,从而测定所述超声换能器在受试者体内的位置坐标;以及

[0018] 将所述位置感测子系统与所述超声子系统电隔绝。

[0019] 通过以下结合附图的其实施例的详细说明,将更全面地理解本发明。

附图说明

[0020] 图 1 是根据本发明实施例的用于心脏成像的系统的示意性图示;

[0021] 图 2 是显示根据本发明实施例的图 1 的系统的电部件的框图;和

[0022] 图 3 是显示根据本发明实施例的隔绝电路细节的框图。

具体实施方式

[0023] 图 1 是根据本发明实施例的用于患者 22 的心脏 24 成像的系统 20 的示意性图示。所述系统包括导管 28,其由操作者 26,例如医生通过静脉或动脉插入心脏的心室内。操作者使用手柄 36 控制和操纵导管,所述手柄还包含一些电路,如下文进一步描述。系统 20 包括位置子系统,所述位置子系统测量导管 28 的位置(位置和取向)坐标。在一个实施例中,位置子系统包括磁位置跟踪系统,所述磁位置跟踪系统包括一组外部辐射器线圈 30 形式的磁场发生器,所述一组外部辐射器线圈 30 设置在患者外部的固位置置中。线圈 30 在心脏 24 附近产生电磁场。产生的磁场由导管 28 远端内的位置传感器 32 感测。

[0024] 位置传感器 32 为一种类型的位置换能器。在可替代实施例中,导管 28 远端内的

位置换能器可构造为辐射器,所述辐射器产生磁场。在这种情况下,线圈 30 可感测这些磁场。而且可替代地,导管中可使用本领域已知的其他类型的位置换能器,例如基于电阻抗的换能器(换能器或传感器)。

[0025] 系统 20 中的位置跟踪系统可按照本领域已知的磁位置跟踪系统的原理工作。该类系统在例如美国专利 6,690,963,6,618,612 和 6,332,089 以及美国专利申请 2002/0065455 A1,2004/0147920 A1 和 2004/0068178A1 中有所描述,所述专利和专利申请的公开内容以引用的方式并入本文中。该类型的跟踪系统用于 CARTO™ 系统中,所述 CARTO™ 系统由 BiosenseWebster Inc. (Diamond Bar, California) 生产。可替代地,如上所述,本发明的原理可加以必要的变通使用任何其他合适的位置系统实现。

[0026] 导管 28 在其远端还包括超声换能器 34,用于形成心脏 24 的图像。通常,换能器 34 捕集多个心脏内的超声图像(其可以是二维或三维图像)。由位置传感器 32 提供的坐标读数用于记录在导管的不同位置处捕集的超声图像,以重构完整的 3D 图像。该图像可包括心脏的一个或多个心室以及心脏外部附近的结构,如血管。具备该功能(并且还包电解剖感测电极)的导管和系统在上述美国专利申请公开 2006/0241445 中有所描述。

[0027] 另外或可替代地,导管 28 和系统 20 可适于生成其他类型的图像,例如显示心脏内的机械活动或其他类型的生理活动。而且,虽然本文描述的实施例特别地涉及心脏成像,但是本发明的原理可相似地应用于身体的其他器官的成像中。

[0028] 操纵台 42 驱动和控制系统 20 的元件。操纵台 42 包括位置跟踪电路 46,其产生信号来驱动辐射器线圈 30,并且处理由导管 28 中的位置传感器 32 输出的位置信号。来自位置传感器的信号从导管经由缆线 40 传送到隔绝电路 48,所述隔绝电路 48 将位置传感器连接到位置跟踪电路 46,而在所述传感器和位置跟踪电路之间不形成导电通路。因而,导管 28 自身与位置跟踪电路隔绝。隔绝电路的细节显示在下面的图中。

[0029] 由超声换能器 34 输出的图像信号从导管 28 经由缆线 38 传送到图像处理电路 44。该图像处理电路 44 处理图像信号来产生如上所述的心脏 24 的 3D 超声图像。所述图像呈现在例如显示器 50 的输出装置上。通常,电路 44 包括通用计算机,所述通用计算机具有合适的接口电路和可能的硬件加速电路。所述计算机在软件中编程来将各图像结合为 3D 图像。使用由位置跟踪电路 46 计算的位置坐标的该过程在上面引用的专利和专利申请中有更详细的描述。

[0030] 图 2 是显示根据本发明实施例的系统 20 的电部件的框图。传感器 32 输出的位置信号通过导管 28 的手柄 36 中的前端(FE)电路 54 放大。放大的信号经过隔绝电路 48 到达电磁(EM)位置跟踪电路 46。所述电磁位置跟踪电路 46 因而与接地的超声(U/S)图像处理电路 44 隔绝。图 3 中显示了隔绝电路 48 的细节。导管 28 还可包含用于将超声换能器 34 及其相连的缆线与位置传感器 32 隔绝的装置,但是导管的这些结构超出本发明的范围。

[0031] 图 3 是显示根据本发明实施例的隔绝电路 48 的细节的框图。电路 48 包括隔绝屏障 90,所述隔绝屏障 90 由合适的隔绝部件构成,所述隔绝部件用于切断导管 28 和位置跟踪电路 46 之间的导电通路。来自前端电路 54 的位置信号在到达跟踪电路 46 之前经过隔绝变压器 92。任何合适的隔绝变压器可用于该目的,所述变压器例如为由 Datatronics (Romoland, California) 销售的型号为 SM-502-1 的变压器。三个信号(X, Y, Z)由构成导管 28 中的传感器 32 的三个相互正交的传感器线圈产生。(或者,可使用更少

或更多数量的传感器线圈,并且因此可由隔绝电路传送更少或更多数量的信号)。传感器信号由例如 Linear Technology (Milpitas, California) 销售的 LT6011 放大器的缓冲放大器 94 和 96 在输入到变压器的输入端处和从变压器输出的输出端处缓冲。

[0032] 隔绝屏障 90 还可包括辅助部件,例如用于将工作电压提供到手柄 36 中的前端电路 54 的隔绝 DC/DC 转化器 98,以及用于传送数字控制和数据信号的光耦合器 100。在图 3 中所示的实施例中,光耦合器用于在 i2C 总线上传送双向通讯,但是可使用任何其他合适类型的通讯总线和方案。

[0033] 因而,使患者 22 免受可能以其他方式通过导管 28 穿透心脏 24 的泄漏电流和高压瞬态的伤害。虽然图 3 显示了隔绝电路的一些具体结构,但是上文描述的与侵入式探针相关的不同子系统之间的隔绝原理可相似地使用其他隔绝电路和方式来应用,并且可用于其它类型的系统中。因此,应理解的是,上述实施例是以举例的方式进行阐述,并且本发明不受上文特别所示及所述内容的局限。并且,本发明的范围包括上述各种特征的组合和子组合以及本领域技术人员在阅读上述说明书时可能想到的并且现有技术中未公开的变型形式和修改形式。

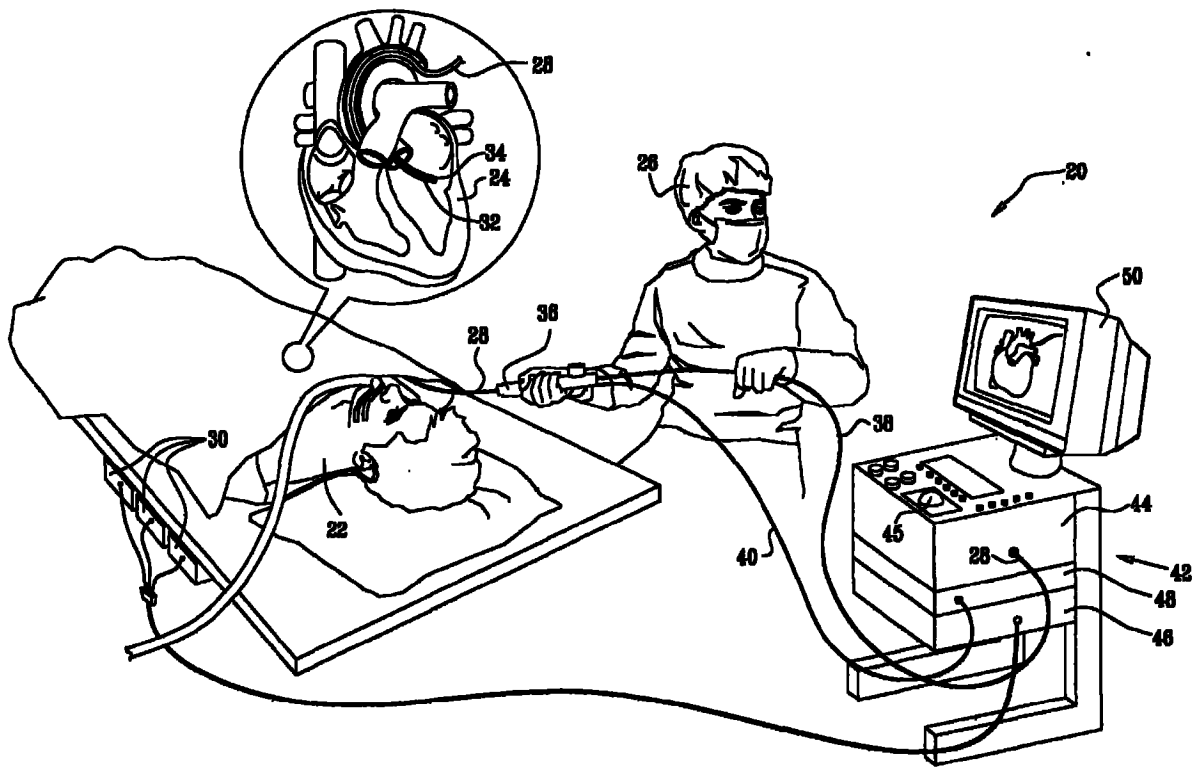


图 1

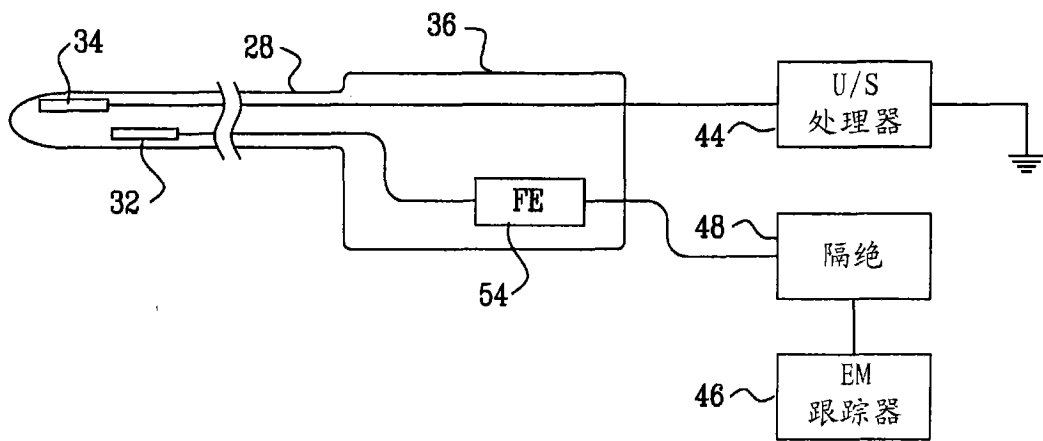


图 2

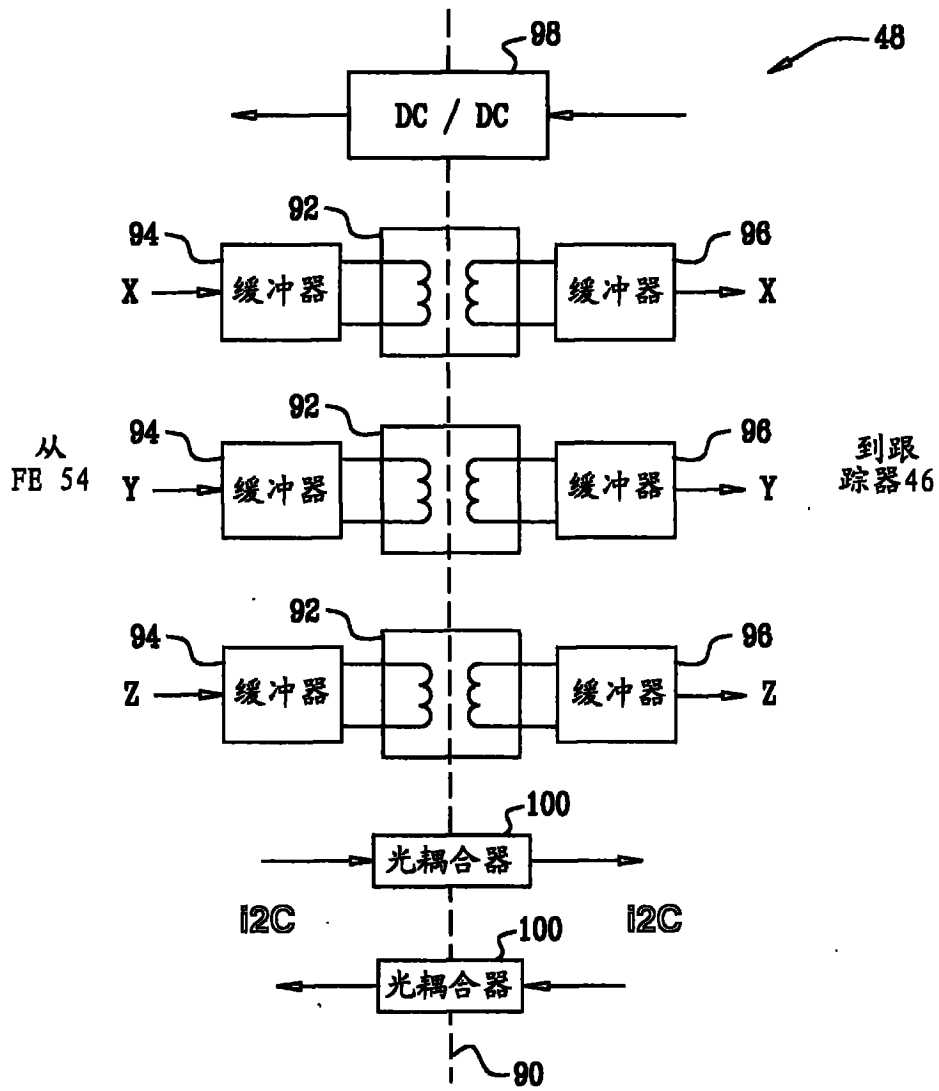


图 3

专利名称(译)	超声换能器和位置传感器之间隔绝的导管		
公开(公告)号	CN101889878A	公开(公告)日	2010-11-24
申请号	CN201010109278.4	申请日	2010-01-22
[标]申请(专利权)人(译)	韦伯斯特生物官能公司		
申请(专利权)人(译)	韦伯斯特生物官能公司		
当前申请(专利权)人(译)	韦伯斯特生物官能公司		
[标]发明人	Y利奇滕斯坦		
发明人	Y·利奇滕斯坦		
IPC分类号	A61B8/12		
CPC分类号	A61B8/483 A61B5/06 A61B8/0841 A61B8/4254 A61B5/062 A61B8/4245		
代理人(译)	李娜 蒋骏		
优先权	12/358745 2009-01-23 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及超声换能器和位置传感器之间隔绝的导管。本发明公开了一种医疗设备，包括侵入式探针，所述侵入式探针用于插入活受试者体内。本发明公开了一种超声子系统，包括包含在所述探针内的超声换能器，和图像处理电路，所述图像处理电路设置在所述探针外部，并且被耦接以与所述探针内的所述超声换能器通讯。本发明公开了一种位置感测子系统，包括包含在所述探针内的位置换能器，和位置跟踪电路，所述位置跟踪电路设置在所述探针外部，并且被耦接以与所述位置换能器通讯，从而测定所述超声换能器在受试者身体内的位置坐标。所述位置感测系统与所述超声子系统电隔绝。

