



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 101980655 A

(43) 申请公布日 2011.02.23

(21) 申请号 200980110899. X

(74) 专利代理机构 中科专利商标代理有限责任公司 11021

(22) 申请日 2009.04.06

代理人 吴小明

(30) 优先权数据

12/099,079 2008.04.07 US

(51) Int. Cl.

A61B 1/00 (2006.01)

(85) PCT申请进入国家阶段日

2010.09.27

(86) PCT申请的申请数据

PCT/US2009/039659 2009.04.06

(87) PCT申请的公布数据

W02009/126575 EN 2009.10.15

(71) 申请人 麦格耐泰克斯公司

地址 美国加利福尼亚州

(72) 发明人 耶霍舒亚·沙哈尔 布鲁斯·马克斯

莱斯利·法尔卡斯 戴维·约翰逊

拉斯洛·法尔卡斯

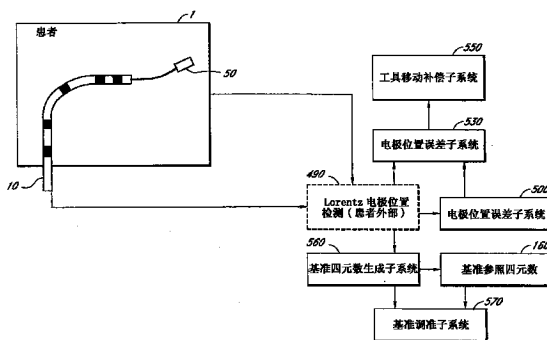
权利要求书 2 页 说明书 8 页 附图 5 页

(54) 发明名称

用于显示 LORENTZ- 活动鞘和控制外科手术工具的装置和方法

(57) 摘要

Lorentz- 活动鞘 (LAS) 用作其他医疗装置诸如导管、气囊、活检针等的管道。该鞘通过静脉或其他身体孔口插入并且被导引至患者将进行手术的区域中。LAS 的位置和定向经工业标准位置检测系统进行追踪,该系统传感由与 LAS 连接的几个电极发射的电信号。从 LAS 接收的信号用来计算患者体内 LAS 的实际位置的准确和可靠评估。电极信号也用来建立参照系,然后该参照系充当用于 LAS 容纳的医疗工具的运动补偿过滤器和基准调准系统。



1. 一种在侵入性外科手术期间使用的医疗装置,包括:
鞘,其能够展开多个医疗工具并且适于插入至患者体内;
至少一个与所述鞘连接的电极;
与所述鞘连接的位置检测系统,其能够传感与所述鞘连接的所述电极;
与所述位置检测系统连接的计算机软件程序,其能够通过将所述鞘的运动从所述鞘容纳的工具的运动中减走来补偿不需要的所述鞘的运动;和
与所述位置检测系统连接的计算机软件程序,其能够借助于基准调准来追踪所述鞘通过患者的周围组织的前进。
2. 如权利要求 1 所述的装置,进一步包括与所述鞘连接的多个电极。
3. 如权利要求 1 所述的装置,其中所述能够补偿不需要的鞘运动的计算机软件程序进一步包括与所述位置检测系统连接的用于平均所述电极位置的子系统。
4. 如权利要求 3 所述的装置,其中所述能够补偿不需要的鞘运动的计算机软件程序进一步包括与所述位置检测系统和所述用于平均所述电极位置的子系统两者连接的用于计算电极位置误差的子系统。
5. 如权利要求 4 所述的装置,其中所述能够补偿不需要的鞘运动的计算机软件程序进一步包括与所述用于计算电极位置误差的子系统连接的补偿工具运动的子系统。
6. 如权利要求 1 所述的装置,其中所述能够借助于基准调准来追踪所述鞘通过患者的周围组织前进的计算机软件程序进一步包括与所述位置检测系统连接的生成基准四元数的子系统。
7. 如权利要求 6 所述的装置,其中所述能够借助于基准调准来追踪所述鞘通过患者的周围组织前进的计算机软件程序进一步包括与生成基准四元数的子系统连接的基准调准子系统。
8. 如权利要求 1 所述的装置,进一步包括用于将所述装置合并至导管引导控制和成像系统中的设备。
9. 一种在患者体内侵入性外科手术期间追踪和补偿医疗工具运动的方法,包括:
将能够展开多个医疗工具的医用鞘插入至所述患者的切口或其他身体孔口中,所述医用鞘包括与所述鞘连接的至少一个电极;
使用位置检测系统检测所述电极的位置和定向;
通过一系列计算机软件子系统发送由所述位置检测系统采集的数据,所述计算机软件子系统从一系列计算产生用于所述鞘容纳的工具的运动补偿过滤器;以及
通过一系列计算机软件子系统发送由所述位置检测系统采集的数据,所述计算机软件子系统借助于基准调准来追踪所述鞘和所述鞘容纳的工具的运动。
10. 如权利要求 9 所述的方法,其中使用位置检测系统检测所述电极的位置和定向进一步包括将所述装置合并入导管引导控制和成像系统中。
11. 如权利要求 9 所述的方法,进一步包括插入能够展开多个医疗工具的医用鞘,所述医用鞘包括多个与所述鞘连接的电极。
12. 如权利要求 9 所述的方法,其中通过一系列计算机软件子系统发送由所述位置检测系统采集的数据进一步包括:通过在设定的时间段内关于几个测量的位置连续确定的所述鞘的远端的平均位置和定向来提供用于所述鞘容纳的工具的运动补偿的参照位置和定

向,所述计算机软件子系统从一系列计算产生用于所述鞘容纳的工具的运动补偿过滤器。

13. 如权利要求 9 所述的方法,其中通过一系列计算机软件子系统发送由所述位置检测系统采集的数据进一步包括:通过限定关于所述鞘的平均位置和定向的所述鞘的运动来提供位置和定向误差值,所述计算机软件子系统从一系列计算产生用于所述鞘容纳的工具的运动补偿过滤器。

14. 如权利要求 9 所述的方法,其中通过一系列计算机软件子系统发送由所述位置检测系统采集的数据进一步包括:通过从所述鞘容纳的工具的运动中减去位置误差值来提供用于所述位置检测系统的工具位置控制系统的稳定的基准参照,所述计算机软件子系统从一系列计算产生用于所述鞘容纳的工具的运动补偿过滤器。

15. 如权利要求 9 所述的方法,其中通过一系列计算机软件子系统发送由所述位置检测系统采集的数据进一步包括:采用电极来确定六自由度参照系,所述计算机软件子系统借助于基准调准来追踪所述鞘和所述鞘容纳的工具的运动。

16. 如权利要求 9 所述的方法,其中通过一系列计算机软件子系统发送由所述位置检测系统采集的数据进一步包括:采用六自由度参照系来追踪患者或局部器官的轨道变化,所述计算机软件子系统借助于基准调准来追踪所述鞘和所述鞘容纳的工具的运动。

17. 如权利要求 3 所述的装置,其中所述用于平均所述电极位置的子系统进一步包括用于确定与所述鞘连接的远端电极的平均位置的设备。

18. 如权利要求 3 所述的装置,其中所述用于平均所述电极位置的子系统进一步包括用于确定当所述展开的医疗工具离开所述鞘的远端时的平均退出向量的设备。

19. 如权利要求 9 所述的方法,其中通过一系列计算机软件子系统发送由所述位置检测系统采集的数据进一步包括用于确定与所述鞘连接的远端电极的平均位置的设备,所述计算机软件子系统借助于基准调准来追踪所述鞘和所述鞘容纳的工具的运动。

20. 如权利要求 9 所述的方法,其中通过一系列计算机软件子系统发送由所述位置检测系统采集的数据进一步包括用于确定当所述展开的医疗工具离开所述鞘的远端时的平均退出向量的设备,所述计算机软件子系统借助于基准调准来追踪所述鞘和所述鞘容纳的工具的运动。

21. 一种在侵入性外科手术期间使用的医疗装置,包括:

鞘,其能够展开多个医疗工具并且适于插入至患者体内;

至少一个与所述鞘连接的电极;

用于从所述鞘容纳的工具的所需运动补偿所述鞘的不需要的运动的设备;和

用于借助于基准调准来追踪所述鞘和所述鞘容纳的工具通过患者的周围组织的设备。

22. 如权利要求 21 所述的装置,其中所述能够展开多个医疗工具并且适于插入至患者体内的鞘进一步包括多个与所述鞘连接的电极。

用于显示 LORENTZ- 活动鞘和控制外科手术工具的装置和方法

[0001] 发明背景

发明领域

[0002] 本发明涉及以下领域：确定患者体内侵入性医疗装置的位置、定向和运动，同时补偿不合乎需要的工具和患者的运动。

[0003] 相关技术描述

[0004] 医用鞘长期以来用于将各种医疗工具在手术期间引入至患者体内。典型地，该鞘经静脉或其他孔口插入至患者体内并且进行操作直至其到达其靶位置，诸如心脏的心房。侵入性医疗工具诸如导管、气囊和活检针然后通过该鞘展开以便在患者体内工作。

[0005] 尽管现有技术在治疗许多患者时已经是成功的，但现有技术的技术不是没有它们的缺点和困难的。荧光检查法或 x- 线可以用来对已经放置在医用鞘上的基准点诸如不透射线的标记或环成像，并且将其传输至显示器上。然后医生能够观察并分析该鞘的当前位置和鞘的远侧尖端的定向。如果该鞘处于错误的区域，则需要调整，或已经位移，则该鞘必须被移动或回收，然后必须拍摄另一医疗影像。重复此过程直至该鞘已经到达所需位置。

[0006] 现有技术没有对鞘的位置以及保持鞘的远侧尖端的已知定向提供持续和可靠的固定。现有技术使用基准标记诸如上面所提到的一种，所述基准标记仅可以在使用离子场源诸如 x- 线或 CT 扫描时才可以看到，并且当在采用基于雷达的导航系统时不能使用。

[0007] 现有技术也没有考虑到使用医用鞘作为运动补偿过滤器以展开医疗工具。现有技术到目前为止不能采用鞘本身来进行运动补偿。

[0008] 发明概述

[0009] 本文所述的系统和方法通过向用来在侵入性外科手术期间在患者体内展开导管、气囊、活检针和其它医疗工具的医用鞘上增加导航电极解决了这些和其他问题。该系统能够连续地以至多六自由度或甚至更大的自由度以及在患者体内在尖端的实际位置的 1mm 范围内确定鞘的远侧尖端的定位和位置。将电信号发射至附近接收器的导航电极定位在鞘的尖端处或附近并且沿着轴向下定位以便确定鞘的关键位置并且充当整体基准参照系。由鞘所建立的此参照系然后用来补偿患者或局部器官的取向变化。

[0010] 一个实施方案包括一种系统，其可以持续地确定医用鞘的远侧尖端的位置和定位并且当该鞘通过患者体内操作时以六自由度追踪其运动，同时补偿当其工作时患者或器官的运动而无需使用荧光检查法或使用离子场源的其他医疗成像装置。

[0011] 在一个实施方案中，在侵入性外科手术期间在运动的器官诸如心脏中使用 Lorentz-活动鞘 (Lorentz-Active Sheath, LAS)，在所述器官中需要医疗工具诸如导管、活检针、气囊等。在动态变量诸如心肌的机械性收缩和复极化的存在下追踪 LAS 电极的位置。然后由追踪 LAS 电极获得的数据用来结合患者或运动组织以产生当鞘运动时鞘的参照系。

[0012] 在一个实施方案中，在特定的时间段内 LAS 远侧尖端的平均位置和定向关于尖端的先前测量位置被连续地确定。此过程提供了参照位置和定向，其在以后用于补偿 LAS 容

纳 (LAS-hosted) 的医疗工具的运动。

[0013] 在一个实施方案中,关于上面提到的平均位置确定 LAS 的运动。此方法提供位置和定向误差值,该值以后被结合至运动补偿和基准调准模态中。

[0014] 在一个实施方案中,LAS 的位置和定向误差值用来从 LAS 容纳的医疗工具的运动中减去 LAS 的运动。这随同前面的三个实施方案一起起作用,形成运动补偿过滤器 (filter) 并且提供用于工具位置控制系统的稳定的基准参照,并且由此为操作医生提供患者体内鞘的真实位置的准确评估。

[0015] 在一个实施方案中,LAS 导航电极的位置用来确定六自由度参照系。

[0016] 在一个实施方案中,在前面实施方案中由 LAS 导航电极建立的所述参照系 (例如,六度) 用来追踪患者或局部器官的定向变化。

[0017] 尽管出于语法的流变性原因使用功能性说明来描述该装置和方法,但要明确地理解,除非明确地按照 35USC 112 来阐述,否则权利要求不应被解释为必须以任何方式受“装置”或“步骤”限定的构造的限制,而应根据司法上的等同理论与权利要求所提供的定义的含义和等同形式的全部范围相一致,并且在权利要求明确地按照 35USC 112 阐述的情况下应与按照 35USC 112 的全部法定等同形式相一致。本发明现在通过借助于下面的附图可以更直观。

[0018] 附图简述

[0019] 图 1 是 Lorentz- 活动鞘 (LAS) 组件的等比例图。

[0020] 图 2 是确定 Lorentz- 活动鞘位置、位置误差、位置补偿和患者基准调准的信号和系统的框图。

[0021] 图 3 是运动补偿向量的示意图。

[0022] 图 4 是用来确定基准四元数和位置参照的 LAS 电极的示意图。

[0023] 图 5 是患者基准调准四元数的示意图。

[0024] 图 6 是将 Lorentz- 活动鞘合并入到导管引导控制和成像 (CGCI) 系统的本发明的一个实施方案的框图,并且绘制了其提供导管、患者、基准调准系统和控制台导管数据过滤系统之间的参照的功能。

[0025] 通过借助于下面对优选实施方案的详细描述,现在可以更好地理解本发明及其各种实施方案,所述优选实施方案作为权利要求中限定的本发明的例举性实施例来给出。要明确地理解由权利要求限定的本发明可以比下面所述的例举性实施方案的范围更宽。

[0026] 详述

[0027] 通常,Lorentz- 活动鞘 (LAS) 充当其他医疗装置诸如导管、气囊、活检针等的管道。该鞘通过静脉或其他身体孔口插入并且被引导至将进行手术的患者区域中。LAS 的位置和定向经常规的位置检测系统来追踪,该位置检测系统传感由与 LAS 连接的几个电极发射的电信号。接收自 LAS 的信号用来计算患者体内 LAS 的实际位置的准确和可靠评估。该电极信号也用来建立参照系,然后该参照系充当用于 LAS 容纳的医疗工具的运动补偿过滤器和基准调准系统。

[0028] 图 1 是 LAS 组件 10 的等比例图。检测系统敏感性电极 11-15 整合至 LAS 轴 20 中。电极 11-15 用来生成电信号,所述电信号由图 2 中显示的位置检测系统 490 传感。电极 11-15 可以是传感器,诸如,例如,阻抗传感器、雷达传感器、霍尔效应传感器等,和 / 或各

种源,诸如,例如,射频源、射频线圈、压电环等。

[0029] 轴 20 上两个最远侧的电极 11 和 12 用来确定如图 3 中所示从 LAS 10 的工具退出位置和工具退出方向 230。图 1 还显示电极 11-15 通过埋入电极导线 30 与位置检测系统 490 连接,所述埋入电极导线 30 连接到耦合连接器(未显示)。

[0030] 在一个实施方案中,一个或多个电极 11-15 传感在多个表面电极片之间传输的电信号。该系统从一个或多个电极 11-15 采集电数据,并使用此信息来追踪或导航其运动并且构建组织的三维(3-D)模型。

[0031] 在一个实施方案中,一个或多个电极 11-15 传感在三对 EnSite NavX 表面电极片之间传输的电信号,所述表面电极片诸如,例如,与 EnSite 系统结合使用的 EnSite NavX 表面电极片。该系统从一个或多个电极 11-15 采集电数据,并使用此信息来追踪或导航一个或多个电极 11-15 的运动并且构建腔室的三维(3-D)模型。

[0032] 图 2 是用来确定 LAS 10 的位置、位置误差、位置补偿和患者基准调准的信号和系统的框图。

[0033] LAS 10 通过医疗切口或身体孔口插入至患者 1 体内。LAS 容纳的医疗工具 50 诸如导管、气囊、活检针或在侵入性外科手术期间可能需要的任何其他医疗装置通过 LAS 10 插入并且在其中将进行手术的患者空间内展开。设置于 LAS 10、LAS 容纳的工具 50 和患者 1 的检测系统敏感性电极 11-15 通过标准的连接器和片(未显示)设置于位置检测系统 490。

[0034] 在一个实施方案中,LAS 10 用来充当运动补偿装置并且从当前展开的 LAS 容纳的医疗工具 50 的运动中减去鞘的不需要的运动。通过网络通信系统和标准的计算机软件接口,位置检测系统 490 提供位于 LAS 10 上的电极的当前位置以及位于 LAS 容纳的医疗工具 50 上的电极的位置。已经被位置检测系统 490 采集到的 LAS 10 的位置数据然后发送至如图 2 中所示的电极位置平均子系统(Electrode Position Averaging Subsystem)500。该电极位置平均子系统 500 将在选择的时间段内位于 LAS 10 上的电极的位置平均以便获得 LAS 的位置的稳定的基线参照。然后通过电极位置误差子系统(Electrode Position Error Subsystem)530 将此新的平均电极位置从位置检测系统 490 所提供的当前电极位置中减去。已经由电极位置误差子系统 530 建立的误差测量值然后发送至工具运动补偿子系统(Tool Motion Compensation Subsystem)550,该工具运动补偿子系统 550 用来从当前展开的 LAS 容纳的工具 50 的运动中减去不需要的鞘运动。

[0035] 借助于下面的实施例可以获得对上述方法的进一步理解。如图 1 中所示,检测系统敏感性电极 11 和 12 位于 LAS 10 的轴 20 上。位置检测系统 490 定位电极 11 和 12 并且由此定位鞘,而 LAS 处于患者 1 的手术空间中。位置检测系统 490 采集的原始数据产生电极 11 和 12 的位置的图像并且将它们分别作为当前 LAS 电极位置 101 和 102 显示,如图 3 中所示。然后在规定的时间内将此过程重复一定的次数。

[0036] 在位置检测系统 490 已经发现当前电极位置 101 和 102 的多个数据点后,然后每个电极的数据被发送至电极位置平均子系统 500。电极位置平均子系统 500 开始使用方程(1)将关于每个电极获得的最后 n 个当前位置进行平均。例如,初始从电极 11 获得的当前电极位置 101 以下列的方式平均:

[0037] LAS 平均电极 101 位置 = $\text{SUM}(\text{LAS 当前电极 101 位置})/n$ (1)

[0038] 其中 n 是采取的测量值的数目。一旦当前电极位置 101 和 102 已经用于方程 (1) 并且被过滤, 则如图 3 中所示, 分别获得平均电极位置 111 和 112。要明确地理解, 任何量的或多个当前电极位置可以此方式分析。

[0039] 当前电极位置 101 和 102 和过滤的平均电极位置 111 和 112 然后可以用来计算要通过 LAS 10 展开的医疗工具的位置和退出定向。通过使用方程 (2) 将两个最远侧电极 101 和 102 之间的位置差异标准化, 获得展开的医疗工具的退出定向或退出向量:

[0040] $\text{LAS 工具退出向量} = (\text{LAS 电极 101 位置} - \text{LAS 电极 102 位置}) /$

[0041] $|\text{LAS 电极 101 位置} - \text{LAS 电极 102 位置}| (2)$

[0042] 此方程由此产生如图 3 中所示的展开的医疗装置的当前退出向量 230。方程 (2) 也适用于过滤的平均电极位置 111 和 112 以产生图 3 中还显示的展开的医疗装置的平均退出向量 210。此新获得的退出向量为手术医生给出了关于其仪器在患者空间内的确切位置和该仪器正在以何定向运动的清楚的和可靠的读取。如从上面的描述中显示, 如果 LAS 处于错误的位置或正在被操作进入错误的方向, 则医生可以迅速地 and 容易地将 LAS 实时再定位, 而无需使用荧光检查法或使用离子场源的其他医疗影像。

[0043] 在位置数据已经由电极位置平均子系统 500 传送并且通过电极位置误差子系统 530 后, 其中继至工具运动补偿子系统 550, 在此鞘的运动从 LAS 容纳的工具 50 的运动中减去, 从而以六自由度产生对患者空间内医疗工具的位置的非常准确和始终一致的评估。为了实现此目的, 通过关于 LAS 的平均尖端位置减去 LAS 运动进行由 LAS 尖端位移所引起的运动补偿, 其由方程 (3) 给出:

[0044] $\text{工具位置}' = \text{工具位置} -$

[0045] $[\text{LAS 电极 101 位置} - \text{LAS 过滤的平均电极 111 位置}] (3)$

[0046] 同样, 通过使用方程 (4) 不旋转工具 - 至 -LAS 尖端位置向量来进行由于 LAS 的尖端旋转引起的运动补偿。

[0047] $\text{工具位置向量} = \text{工具位置} - \text{LAS 电极 101 位置} (4)$

[0048] LAS 过滤的平均工具退出向量 210 与 LAS 当前工具退出向量 230 相乘, 得到 LAS 尖端旋转轴 240, 该轴由方程 (5) 给出并如图 3 中所示。

[0049] $\text{LAS 尖端旋转轴} = (\text{LAS 过滤的平均工具退出向量}) \times$

[0050] $(\text{LAS 当前工具退出向量}) (5)$

[0051] 方程 (6) 中相同的两个向量的点积得到 LAS 尖端旋转角 250。

[0052] $\text{LAS 尖端旋转角} = (\text{LAS 过滤的平均工具退出向量}) \cdot$

[0053] $(\text{LAS 当前工具退出向量}) (6)$

[0054] 然后工具位置向量围绕该 LAS 尖端旋转轴 240 (方程 (5) 的结果) 以 LAS 尖端旋转角 250 (方程 (6) 的结果) 的负数旋转, 从而使用标准的旋转矩阵和方程 (7) 得到经调整的工具位置向量。

[0055] $\text{工具位置}' (\text{角}) = \text{围绕} (\text{LAS 尖端轴}) \text{旋转} - (\text{LAS 尖端旋转角}) \text{的工具位置} (7)$

[0056] 最后, 通过将方程 (7) 和 (3) 结合成方程 (8) 可以获得由于 LAS 的位置和角度移动引起的总补偿。

[0057] $\text{工具位置}' (\text{总}) = \text{工具位置}' (\text{角}) -$

[0058] $[\text{LAS 电极 101 位置} - \text{LAS 过滤的平均电极 111 位置}] (8)$

[0059] 在一个实施方案中,LAS 装置用来追踪局部组织运动和调准。在图 2 中,由位置检测系统 490 生成的当前电极位置 101 和 102 以及可以放置在 LAS 的轴 20 上的任何其他电极发送至 LAS 基准四元数生成子系统 560,其又生成 LAS 当前基准参照四元数 160 和 LAS 当前基准位置 180 的六自由度参照组(图 4 中所示)。然后这两个新获得的数据组被 LAS 基准调准子系统 570 用来追踪局部组织的运动和调准。

[0060] 图 4 是用来推导基准四元数和位置参照的 LAS 电极的示意图。第一当前电极 101 的位置定义 LAS 当前基准位置 180。当前电极 101 以及当前电极 103 和 105 形成基准参照三角。LAS 当前基准四元数 160(图 5 中所示)由与三角平面垂直的向量和投射至基准平面中的所述三角关于患者轴 Y 的旋转来确定。

[0061] 基准三角定向 F0 通过使用方程 (9) 中的基础三角学进行计算。

[0062] $F0 = (\text{LAS 电极 } 103 \text{ 位置}) -$

[0063] $(\text{LAS 电极 } 101 \text{ 位置})/2 - (\text{LAS 电极 } 105 \text{ 位置})/2$ (9)

[0064] 需要两个额外的基准参照向量, F1 和 F2, 来确定基准三角, 并且从方程 (10) 和 (11) 推导。

[0065] $F1 = (\text{LAS 电极 } 101 \text{ 位置}) - (\text{LAS 电极 } 105 \text{ 位置})$ (10)

[0066] $F2 = (\text{LAS 电极 } 103 \text{ 位置}) - (\text{LAS 电极 } 105 \text{ 位置})$ (11)

[0067] 然后方程 (12) 中显示的向量 F1 和 F2 的乘积通过方程 (13) 标准化从而得到如图 4 中所示的 LAS 基准向量 260。

[0068] $v_s = (F1 \times F2) / (|F1| |F2|)$ (12)

[0069] $v = v_s / |v_s|$ (13)

[0070] 然后 LAS 基准向量 260 在方程 (14) 中乘以患者轴 Y, 从而得到基准三角平面中的参照向量, F3, 其然后在方程 (15) 中用来计算 LAS 基准旋转角 α 270。

[0071] $F3 = (v_x(Y\text{-轴}))$ (14)

[0072] $\alpha = \text{反余弦}(F3 \cdot F0 / |F0|)$ (15)

[0073] 然后图 5 的 LAS 当前基准四元数 160 通过标准方法计算, 从而得到方程 (16) 中显示的四元四元数向量。

[0074] $Q = \{v \cos(\alpha/2), \sin(\alpha/2)\}$

[0075] $= \langle v_x \cos(\alpha/2), v_y \cos(\alpha/2), v_z \cos(\alpha/2), \sin(\alpha/2) \rangle$ (16)

[0076] 图 5 是用来将患者运动相对于参照位置和定向标准化的患者基准调准四元数和基准参照位移的示意图。当患者处于参照位置时, LAS 参照基准四元数 170 设置为 LAS 当前基准四元数 160。此外当患者处于参照位置时, LAS 当前基准位置 180 变成 LAS 参照基准位置 190。离此参照位置和定向的任何偏离可以用来标准化新的患者位置和定向以及参照位置和定向之间的系统向量。

[0077] 就 LAS 参照基准四元数 170、LAS 参照基准位置 190、LAS 当前基准四元数 160 和 LAS 当前基准位置 180 而言, 任何向量 V 可以通过标准的四元数代数来复原至参照定向。

[0078] 通过向方程 (17) 中的向量增加 0 来将向量 V 关于第四维以三维进行定义。无论何时使用四元数代数将向量乘以四元数此方程都成立。

[0079] $V \equiv \langle x, y, z, 0 \rangle$ (17)

[0080] 将当前空间的 V 与参照定向关联需要其在反方向上以当前四元数旋转并且以参

照旋转。对于向量以四元数旋转的标准旋转方程在方程 (18) 中给出,

$$[0081] \quad v' = qvq^*(18)$$

[0082] 其中 q^* 是单位四元数 $\langle -x, -y, -z, w \rangle$ 的共轭。为了不使向量以 Q 旋转,而使该向量以 Qr 重新旋转,下面的方程 (19) 中给出了标准形式。

$$[0083] \quad V_{\text{参照}} = Qr Q^*v Q Qr^*(19)$$

[0084] 将参照空间中的向量 V 与当前定向相关联类似地在方程 (20) 中完成。

$$[0085] \quad V = Q Qr^*V_{\text{参照}} Qr Q^*(20)$$

[0086] 将当前空间中的位置转变为参照空间如下进行:旋转相对位置向量,然后解释 LAS 基准位置 220 的位移。在下面的方程 (21) 中相对位置向量 $Pre1$ 关于 LAS 当前基准位置 180 进行计算。

$$[0087] \quad Pre1 = P-(\text{LAS 当前基准位置}) (21)$$

[0088] 然后通过方程 (22) 将 $Pre1$ 旋转入参照空间中。

$$[0089] \quad Pre1' = Qr Q^*Pre1 Q Qr^*(22)$$

[0090] 然后在方程 (23) 中通过加入所述参照位置并且从由方程 (22) 获得的结果中减去所述基准位置变化来计算 P' 。

$$[0091] \quad P' = Pre1' + \text{LAS 基准参照 Pos}$$

$$[0092] \quad -(\text{LAS 当前基准位置} - \text{LAS 基准参照位置}) (23)$$

[0093] P' 将反映未旋转的患者上的与当前患者定向中的 P 相同的相对位置。

[0094] 为了将参照空间中的位置与当前空间相关联,应用相同的方法。在下面的方程 (24) 中,相对位置向量 $Pre1$ 关于 LAS 参照基准位置 190 进行计算。

$$[0095] \quad Pre1 = P-(\text{LAS 参照基准位置}) (24)$$

[0096] 然后通过方程 (25) 将 $Pre1$ 旋转入当前空间中。

$$[0097] \quad Pre1' = Q Qr^*Pre1 Qr Q^* (25)$$

[0098] 然后如方程 (26) 中所示,非常类似于前面通过加入所述参照位置并且从方程 (25) 的结果中减去基准位置变化来计算 P' 。

$$[0099] \quad P' = Pre1' + \text{LAS 当前基准位置}$$

$$[0100] \quad -(\text{LAS 参照基准位置} - \text{LAS 当前基准位置}) (26)$$

[0101] P' 将反映旋转的患者上的与参照患者定向中的 P 相同的相对位置。

[0102] 一旦基准调准子系统 570 求解了上面所有方程,则操作的医生能够以 LAS 装置与周围的患者手术空间的关系来追踪其运动。该装置的此特征在跳动的心脏或其他类似的运动组织内的侵入性外科手术中必须采用 LAS 的情况下非常有用。基准调准系统能够追踪和预期运动组织的运动,并且因此,患者或周围手术空间的运动不干扰医生的操作或使医生的操作复杂化。

[0103] 图 6 是 CGCI 装置 1500 的框图,该装置将 Lorentz- 活动鞘合并入导管引导控制和成像 (CGCI) 系统中。此合并为 CGCI 基准调准系统 412 和 CGCI 操作控制台 413 的数据过滤例程提供了 LAS 参照坐标组,以便稳定导管尖端 377 的不需要的运动并且将其在患者 1 内校准。

[0104] 包括磁场室以及自适应调节器的 CGCI 装置 1500、用于操作者控制的操纵杆触觉装置和用于检测尖端带磁性的导管的方法描述在,例如,题目为“用于控制导管定位和定

向的方法和装置 (Method and Apparatus for Controlling Catheter positioning and Orientation)”的美国专利申请号 16/697,690 中,该申请通过引用合并入本文中。使用与形成 CGCI 1500 的磁性室组合的 Lorentz 活动鞘 (LAS 375) 的优选实施方案的详细描述参见美国专利申请号 10/621,196 “用于导管、引导、控制和成像的装置 (Apparatus for Catheter, Guidance, Control, and Imaging)”,美国专利申请号 11/331,781,“用于控制外科手术工具的运动的系统和方法 (System and Method for Controlling Movement of a Surgical Tool)”,美国申请号 11/331,994,“用于生成磁场的装置和方法 (Apparatus and Method for Generating a Magnetic Field)”,美国申请号 11/331,485,“用于磁性导管尖的系统和方法 (System and Method for Magnetic Catheter tip),”“用于雷达辅助的导管引导和控制的系统和方法 (System and Method for Radar Assisted Catheter Guidance and Control)”美国申请号 10/690,472,题目为,“用于雷达辅助的导管引导和控制的系统和方法 (System and Method for Radar Assisted Catheter Guidance and Control)”,美国申请号 11/140,475,“用于成形磁场控制导管、引导、控制和成像的装置和方法 (Apparatus and Method for Shaped Magnetic Field Control for Catheter, Guidance, Control and Imaging)”,美国申请号 11/362,542,“用于具有金属氧化物半导体场效应晶体管传感器的磁性可伸展导管的装置以及用于制图和消融的方法 (Apparatus for Magnetically Deployable Catheter with Mosfet Sensors and Method for Mapping and Ablation)”,它们通过引用合并于此。上面的磁性导航系统 1500 进一步增加 Lorentz 活动鞘 375,从而使用传感环 11、12、13、14 和 15 以及形成过滤技术诸如,例如 Kalman 滤波器的计算机软件算法将腔壁的动态运动所生成的误差被过滤。

[0105] 在本实施方案中,导管尖端 377 和 Lorentz-活动鞘 375 在患者 1 内操作。CGCI 成像和同步装置 701 检测导管尖 377 的实际位置 (AP) 902 和 LAS 375 的位置和定向。CGCI 成像和同步装置 701 过滤并调准数据并且根据操作者通过 CGCI 虚拟尖端 905 的输入指定导管尖端 377 的所需位置 (DP) 903。CGCI 导管检测装置 411 远程地传感导管尖端 377 和 LAS 375 关于 CGCI 整体坐标系统 100 的实际位置和定向 902。LAS 为 CGCI 基准调准系统 412 提供 LAS 当前基准四元数 160 和 LAS 参照基准四元数 170,从而根据 CGCI 整体坐标系统 100 内的患者旋转和位移来标准化 AP 902。LAS 当前基准四元数 160 的位置和定向建立了整体坐标系统 100 内的患者组织参照位置和定向。LAS 参照基准四元数 170 的位置和定向在已知组织位置和定向处被初始化,从而将 LAS 375 和导管尖端 377 坐标标准化为医疗数据和模型,诸如由外部医疗系统和信号 502 所提供的那些。然后参照所述医疗数据和模型指定所需位置 903 从而允许 CGCI 控制器 501 在局部患者坐标框架 200 内在实际位置 902 和所需位置 903 之间进行调节。

[0106] LAS 过滤的平均位置 110 被 CGCI 操作控制台 413 用来去除由于 LAS 的远端的运动所引起的任何不需要的导管尖端运动。

[0107] 在动态变量下,诸如心肌的机械性收缩和复极化,导管尖端运动的 CGCI 过滤变得非常重要。CGCI 基准调准系统 412 的作用是通过限制基准调准系统对总体的患者运动的响应来过滤 LAS 当前基准四元数的动态运动,同时不干扰 LAS 作为导管尖端的实际位置 902 的 QRS 群过滤器的应用。

[0108] 在不存在动态变量时,诸如脑中的手术,CGCI 基准调准系统 412 将主要进行输入

的 AP 值的标准化,以便保持传感的位置、组织和获得的数据模型之间的精确调准。

[0109] 在不背离本发明的精神和范围的前提下,本领域普通技术人员可以作出许多改变和改动。因此,必须理解,举例说明的实施方案仅作为实施例的目的而提出,并且其不应该被认为是对由下面的发明及其各种实施方案所定义的本发明的限制。

[0110] 例如,本领域技术人员可以选择沿 LAS 10 的轴埋入大量的检测系统敏感性电极,诸如 10 个或更多个,从而提供更为准确和精确的运动补偿过滤器和基准调准系统。另外,本领域技术人员还可以选择使用除电极以外的备选装置以对 LAS 装置的位置发出信号或使用除位置检测系统以外的接收信号的备选设备。

[0111] 因此,必须理解,举例说明的实施方案仅作为实施例的目的而提出,并且其不应该被认为是对由下面的权利要求所定义的本发明的限制。例如,尽管权利要求的各要素在下面以特定的组合提出,但必须明确地理解,本发明包括较少、较多或不同的在上面公开的要素的其他组合,即使最初未以这些组合要求保护。两种要素以要求保护的组合结合的教导要进一步被理解为也允许其中所述两种要素不彼此结合的要求保护的组合,而是可以单独使用或以其他的组合结合。本发明的任何公开的要素的去除明确地包含在本发明的范围之内。

[0112] 本说明书中用来描述本发明及其各种实施方案的词不仅要以其普通定义的含义来理解,而且还要包括在本说明书结构、材料中的特殊定义,或用于普通定义的含义的范围之外的行为。因此,如果在本说明书的背景内一种要素可以被理解为包括一种以上的含义,则其在权利要求中的使用必须被理解为是由说明书和该词本身所支持的所有可能含义的上位概念。

[0113] 因此,下列的权利要求的词或要素的定义在本说明书中被定义为不仅包括字面上给出的要素的组合,而且包括所有等同的结构、材料或以基本上相同的方式执行基本上相同的功能以获得基本上相同的结果的行为。在此意义上,因此预期对于下面权利要求中的任意一个要素可以作出两个或多个要素的等同替代或单个要素可以被权利要求中的两个或多个要素替代。尽管在上面各个要素可以被描述为以某些组合起作用并且初始地照此要求保护,但要明确地理解来自要求保护的组合的一个或多个要素可以在一些情况下从该组合中去除并且要求保护的组合可以针对子组合或子组合的变型。

[0114] 如由本领域普通技术人员所考虑到的、现在已知的或以后想到的从要求保护的主题中得到的想象的变化被明确地认为同样包含在权利要求的范围内。因此,对于本领域普通技术人员现在或以后已知的显而易见的替换被限定为包含在所定义的要素的范围内。

[0115] 因此权利要求要被理解为包括上面具体说明和描述的内容,概念上等同的内容,可以被显而易见地替换的内容,并且还包括基本上加入了本发明的基本概念的内容。

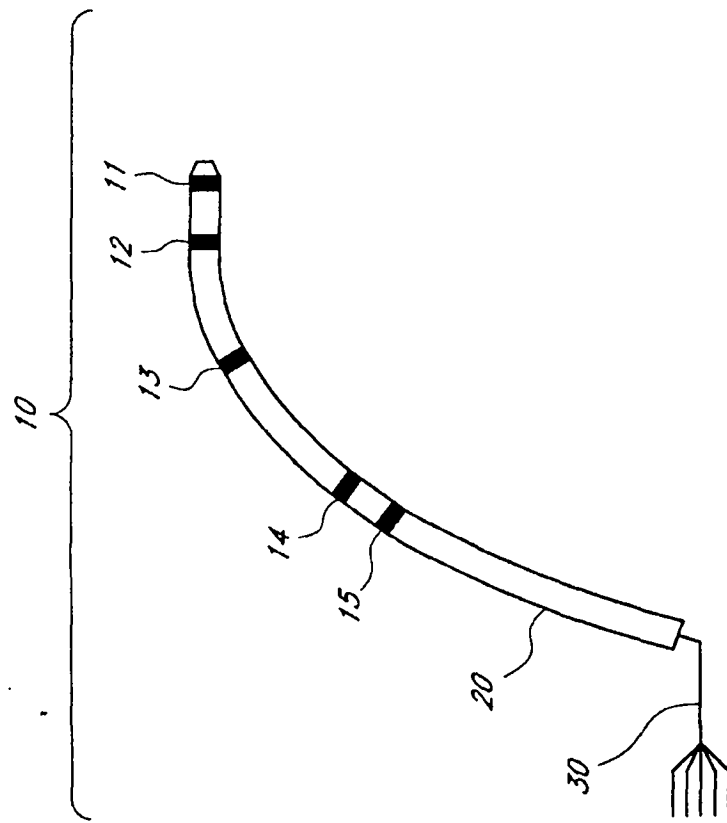


图 1

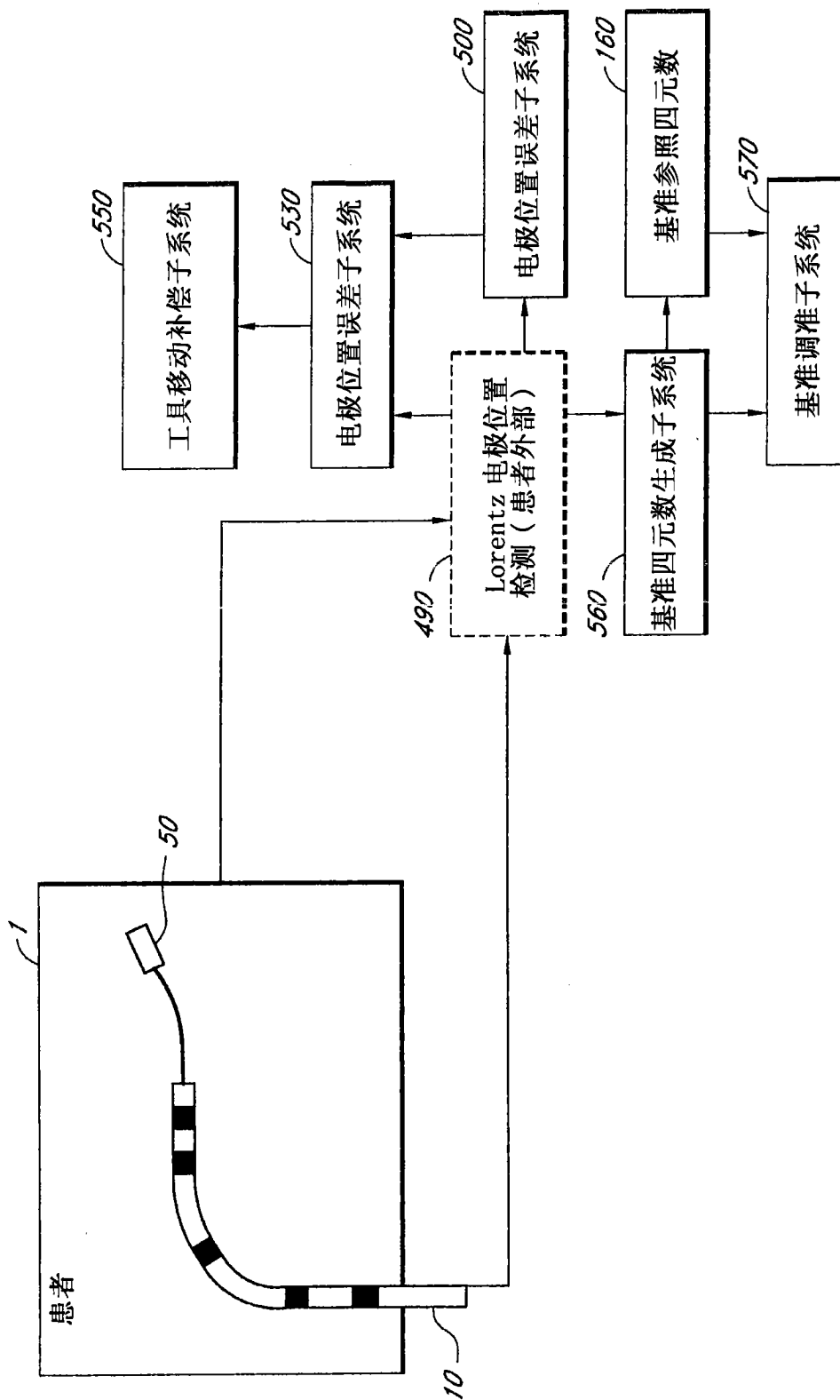


图 2

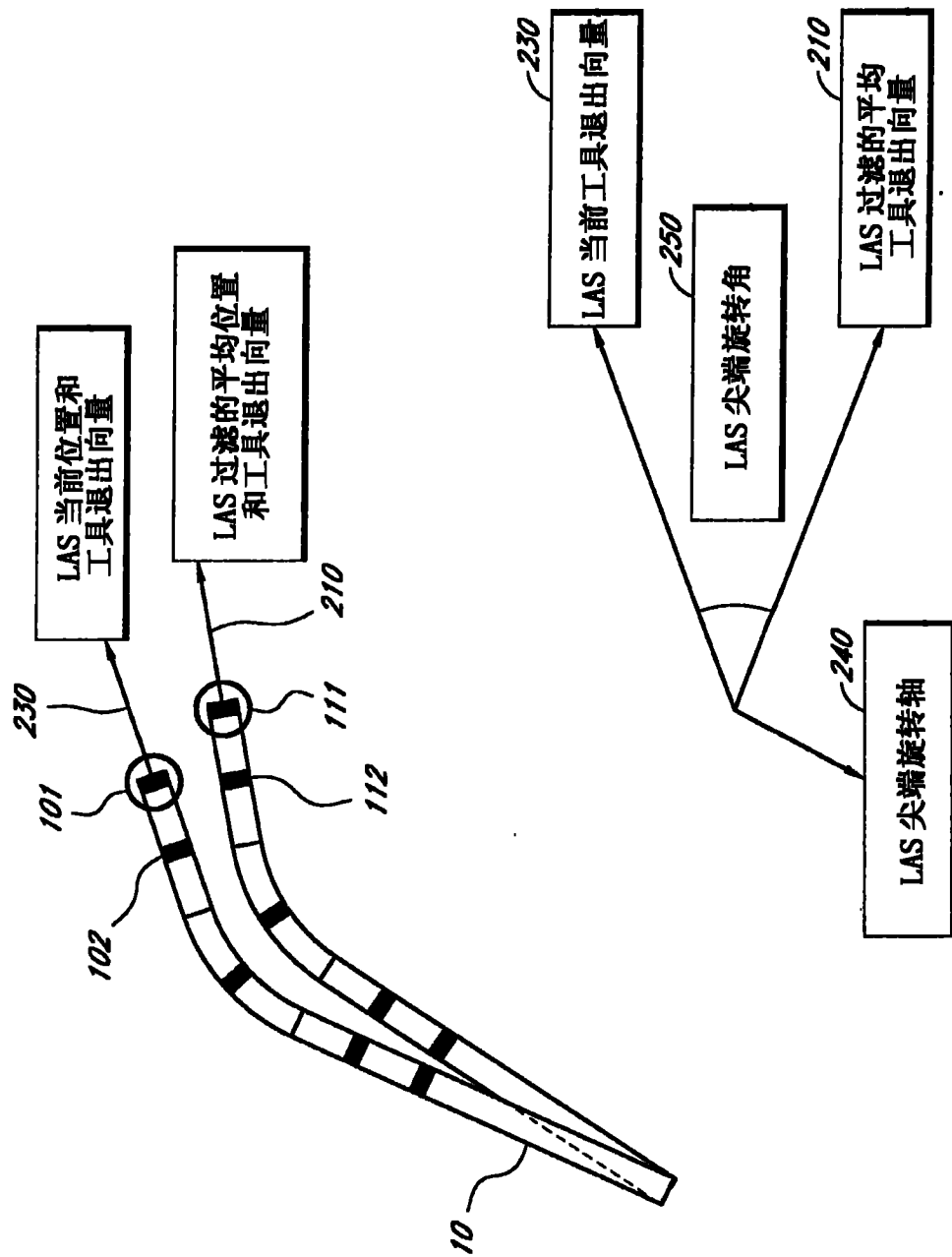


图 3

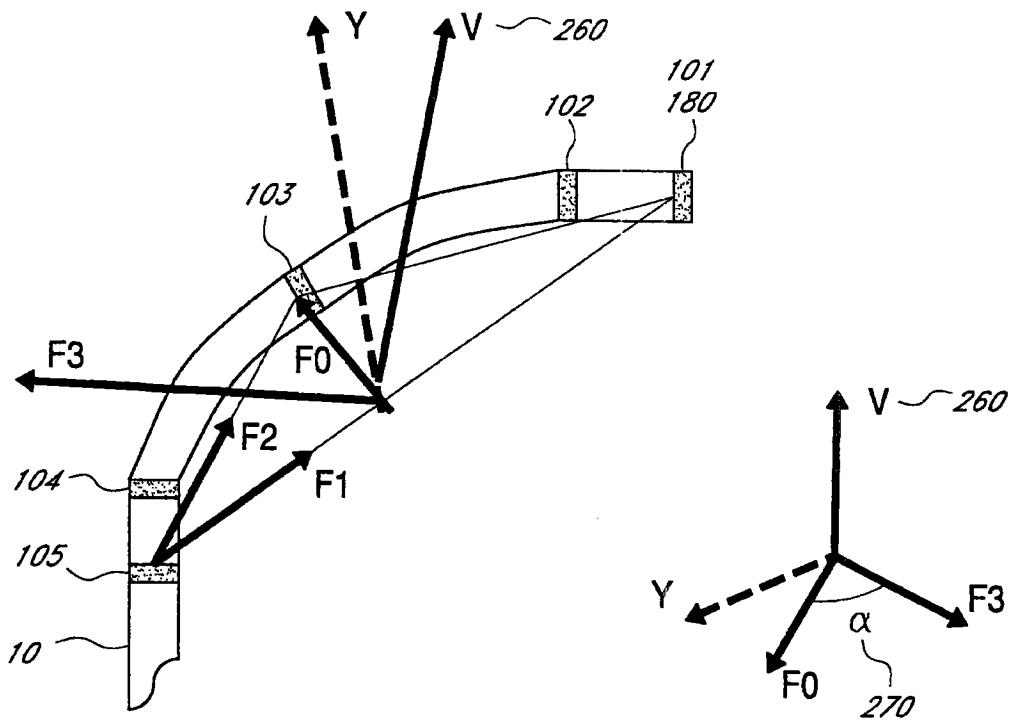


图 4

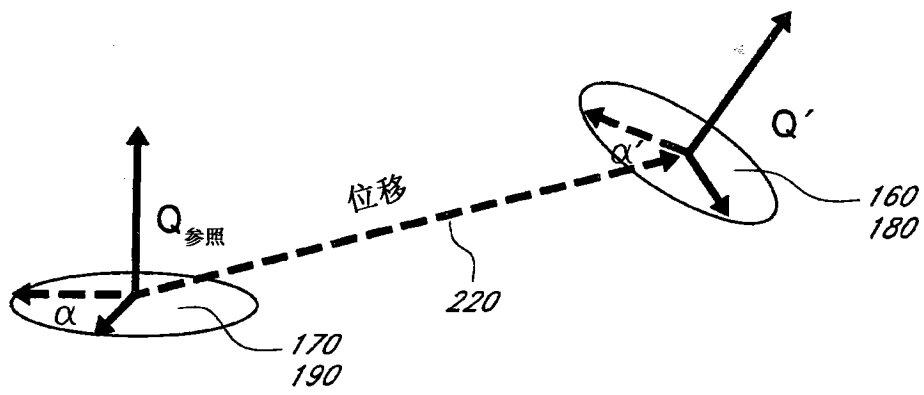


图 5

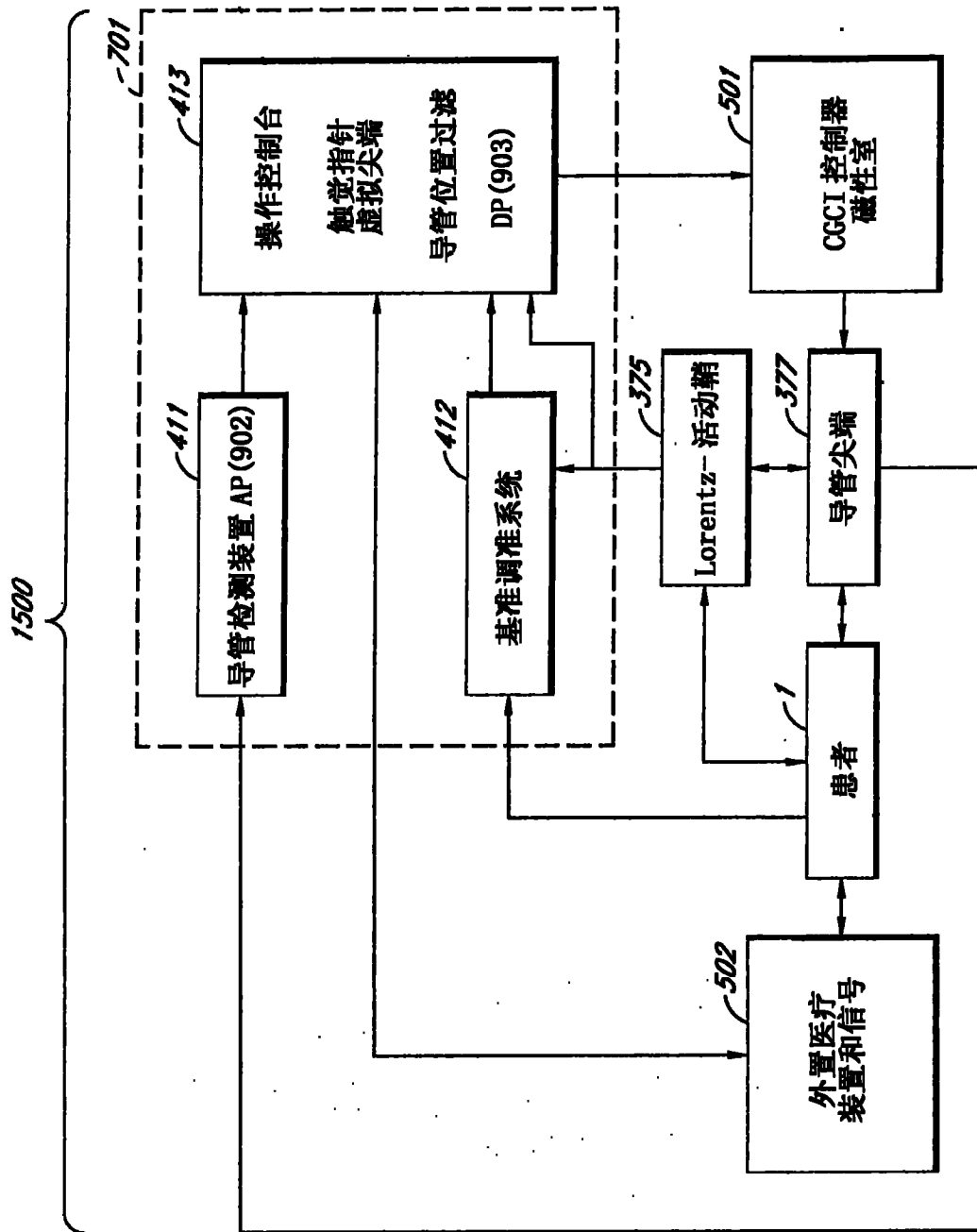


图 6