



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 103479346 B

(45)授权公告日 2017.09.12

(21)申请号 201310228461.X

(22)申请日 2013.06.08

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 103479346 A

(43)申请公布日 2014.01.01

(30)优先权数据

13/493151 2012.06.11 US

(73)专利权人 韦伯斯特生物官能(以色列)有限公司

地址 以色列约克尼姆

(72)发明人 D.M.鲁德温 E.滋诺 M.尼科斯基
A.图格曼

(74)专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司
72001

代理人 姜甜 汤春龙

(51)Int.Cl.

A61B 5/0402(2006.01)

A61B 5/0408(2006.01)

(56)对比文件

US 2010/0268059 A1,2010.10.21,说明书
第[0023]-[0024]、[0098]-[0169]段,权利要求
书,说明书附图1-14.

WO 9725101 A2,1997.07.17,说明书第16
页,说明书附图.

EP 0911059 A2,1999.04.28,说明书第
[0053]-[0060]段,附图2.

US 2011/0066203 A1,2011.03.17,全文.

审查员 王传利

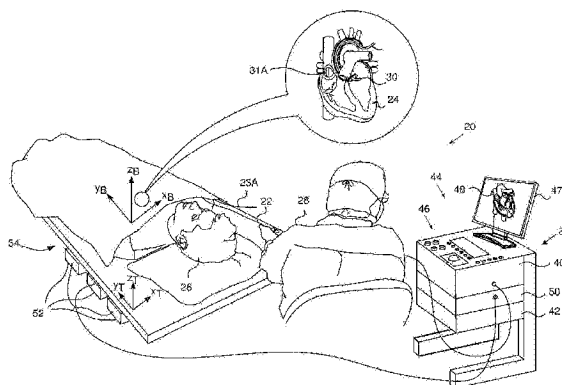
权利要求书1页 说明书8页 附图6页

(54)发明名称

在身体坐标系中对心脏运动的补偿

(57)摘要

本发明公开了一种方法,所述方法包括将柔性探针插入活体受检者并将所述探针的远端定位在所述受检者的心脏中,所述远端包括位置传感器和电极,所述位置传感器被配置成生成指示所述远端的位置的位置信号,所述电极被配置成传递来自所述心脏的电信号。所述方法还包括响应于所述位置信号制定所述活体受检者内所述心脏的平均位置的变化的第一指示,并得到所述电信号的变化第二指示。所述方法还包括响应于所述第一指示和第二指示确定所述心脏的新平均位置。



1. 设备,包括:

柔性探针,所述柔性探针具有远端,被配置成插入活体受检者;

包括在所述远端中的位置传感器,所述位置传感器被配置成生成指示所述远端在所述受检者的心脏中的位置的位置信号;

包括在所述远端中的电极,所述电极被配置成传递来自所述心脏的电信号;和

处理器,所述处理器被配置成:

根据所述位置信号在预定次数的心搏期间是重复的,来建立所述远端的平均位置,并使用所述平均位置作为所述心脏的平均位置,

响应于所述位置信号,制定所述活体受检者内所述心脏的所述平均位置的变化的第一指示,

得到所述电信号的变化的第二指示,以及

响应于所述第一指示和第二指示,确定所述心脏的新平均位置。

2. 根据权利要求1所述的设备,其中所述心脏的所述平均位置的所述变化响应于所述远端的所述位置的变化。

3. 根据权利要求1所述的设备,其中所述远端的所述位置包括在所述心脏的预定次数的心搏期间测量的所述远端的平均位置。

4. 根据权利要求3所述的设备,其中制定所述第一指示包括确定所述远端的所述位置不对应于所述平均位置。

5. 根据权利要求1所述的设备,其中响应于确定所述平均位置的所述变化为非零变化,得到所述第二指示。

6. 根据权利要求1所述的设备,其中所述第二指示指示所述电信号没有变化。

7. 根据权利要求1所述的设备,其中所述电极包括附接到所述远端的多个电极,并且其中所述多个电极被配置成传递来自所述心脏中相应位点的相应电信号。

8. 根据权利要求7所述的设备,其中所述处理器被配置成在所述相应电信号的相应参数和所述相应位点的相应位置之间制定映射。

9. 根据权利要求8所述的设备,并且包括定位在所述心脏中的另外的探针的另外的远端,其中所述处理器被配置成响应于所述映射确定所述另外的远端的另外的位置。

10. 根据权利要求8所述的设备,其中所述相应参数包括所述相应电信号的相应局部激活时间。

11. 根据权利要求8所述的设备,其中所述处理器被配置成响应于所述映射确定所述远端的所述位置的变化。

12. 根据权利要求1所述的设备,并且包括定位在所述心脏中的另外的探针的另外的远端,其中所述处理器被配置成响应于所述心脏的所述新平均位置确定所述另外的远端的另外的位置。

在身体坐标系中对心脏运动的补偿

技术领域

[0001] 本发明整体涉及心电描记法,具体涉及跟踪心电描记法过程中所用的探针。

背景技术

[0002] 在心电描记法过程中的关键需求是对定位在心脏中的探针进行精确跟踪。任何改善跟踪的方法均是有利的。

[0003] 以引用方式并入本专利申请的文献将视为本专利申请的整體部分,但不包括在这些并入的文献中以与本说明书中明确或隐含地给出的定义相冲突的方式定义的任何术语,而只应考虑本说明书中的定义。

发明内容

[0004] 本发明的一个实施例提供一种方法,该方法包括:

[0005] 将柔性探针插入活体受检者;

[0006] 将探针的远端定位在受检者的心脏中,该远端包括位置传感器和电极,所述位置传感器被配置成生成指示所述远端的位置的位置信号,所述电极被配置成传递来自心脏的电信号;

[0007] 响应于位置信号,制定活体受检者内心脏的平均位置的变化的第一指示;

[0008] 得到电信号的变化第二指示;以及

[0009] 响应于第一指示和第二指示,确定心脏的新平均位置。

[0010] 通常,心脏平均位置的变化响应于远端位置的变化。

[0011] 在本发明所公开的实施例中,远端的位置包括在心脏的预定次数的心搏期间所测得的远端的平均位置。通常,制定第一指示包括确定远端的位置不对应于平均位置。

[0012] 在另一个本发明所公开的实施例中,响应于确定平均位置的变化为非零变化,得到第二指示。

[0013] 在又一个本发明所公开的实施例中,第二指示指示电信号没有变化。

[0014] 在可供选择的实施例中,所述电极由附接到远端的多个电极组成,并且所述多个电极被配置成传递来自心脏中相应位点的相应电信号。该方法可包括在相应电信号的相应参数与相应位点的相应位置之间制定映射。该方法还可包括将另外的探针的另外的远端定位在心脏中,并且响应于所述映射确定该另外的远端的另外的位置。

[0015] 所述相应参数可包括相应电信号的相应局部激活时间,并且该方法可包括响应于所述映射确定远端的位置的变化。

[0016] 在另一个可供选择的实施例中,该方法包括将另外的探针的另外的远端定位在心脏中,并响应于心脏的新平均位置确定所述另外的远端的另外的位置。

[0017] 根据本发明的一个实施例,还提供了一种设备,该设备包括:

[0018] 柔性探针,该柔性探针具有远端,被配置成插入活体受检者;

[0019] 包括在远端中的位置传感器,所述位置传感器被配置成生成指示远端在受检者心

脏中的位置的位置信号；

[0020] 包括在远端中的电极，所述电极被配置成传递来自心脏的电信号；和

[0021] 处理器，所述处理器被配置成：

[0022] 响应于位置信号，制定活体受检者内心脏的平均位置的变化的第一指示，

[0023] 得到电信号的变化的第二指示，以及

[0024] 响应于第一指示和第二指示，确定心脏的新平均位置。

[0025] 结合附图，通过以下对本发明实施例的详细说明，将更全面地理解本发明。

附图说明

[0026] 图1是根据本发明的实施例的心脏运动补偿系统的示意图；

[0027] 图2是根据本发明的实施例的系统中所使用的探针的远端的示意图；

[0028] 图3A是示出根据本发明的实施例的探针的参比远端的运动的示意图，并且图3B和3C是示出根据本发明的实施例的源自在远端上的电极的信号示意图；

[0029] 图4A-4D是根据本发明的实施例的体内电信号的示意图；

[0030] 图5A是示出根据本发明的可供选择的实施例的参比远端的运动的示意图，并且图5B和5C是示出根据本发明的可供选择的实施例的源自在远端上的电极的信号示意图；并且

[0031] 图6是示出根据本发明的实施例的操作该系统所执行的步骤的流程图。

具体实施方式

[0032] 综述

[0033] 本发明的一个实施例提供了用于跟踪在活体受检者的心脏内的参比探针的远端的系统和方法。通常，该被跟踪的远端可用作跟踪在心脏中的其它探针的远端的参考。

[0034] 该参比远端包括位置传感器和附接到该远端的电极。在该参比远端插入心脏的参比位点（通常包括冠状窦）之后，处理器记录来自传感器的位置信号和来自电极的体内电信号。该处理器在心脏跳动时监测位置信号。倘若该信号在预定次数的心搏期间是重复的，使得参比远端的平均位置基本上没有变化，则处理器使用该平均位置作为心脏的平均位置。

[0035] 如果位置信号配准参比远端的位置的变化，则处理器将等待直到该信号再次变得重复，并且使用远端的新平均位置作为心脏的新平均位置。

[0036] 通常，由位置信号所配准的变化可由用于测量位置的身体参照系的变化和/或参比远端相对于其参比位点的运动而引起。本发明的实施例纠正了这两种起因。纠正身体参照系的变化以便使用上述的平均位置测量值。由于参比远端的运动而产生的变化可通过在体内电信号和远端可能运动到的不同参比位点之间生成映射来纠正。在发生了远端运动的情况下，该映射可用于估计新参比位点的位置。

[0037] 参比远端的位置可用作定位在心脏中的其它探针远端的参考。这种使用避免了对身体参照系进行再校准，如果限定所述身体参照系的传感器发生了变化，则这种再校准在现有技术的系统中是必要的。该使用还纠正了诸如在心脏除颤期间可能出现的心脏在胸腔中的整体运动。

[0038] 系统描述

[0039] 现在参考图1,其为根据本发明实施例的心脏运动补偿系统20的示意图,并参考图2,其为根据本发明实施例的系统20中的探针22的远端的示意图。为了简单和清楚起见,以下的描述假定系统20在使用探针22对心脏24(本文假定包括人类心脏)进行医疗手术时运行。系统20包括用于跟踪探针22以及用于接收由探针检测到的电信号(在本文中也称为体内心电图(ECG)信号)的设施。系统20通常包括医疗手术过程中使用的其它设施,例如用于消融心脏24的一个或多个区域的设施。

[0040] 探针22包括导管,该导管在医疗手术过程中插入受检者26的体内。该医疗手术由系统20的使用者28执行,并且在本文的描述中,以举例的方式假设使用者28为医疗专业人员。探针的远端30包括多个通常相似的电极32A,32B,32C,...,在本文中将它们统称为电极32。电极32A,32B,32C,...接收来自受检者心脏中的相应位点33A,33B,33C,...的电信号,并且所述信号通过系统20进行分析,如本文所述。假定远端30被定位在心脏24的血管34内。

[0041] 远端30包括位置传感器36,该位置传感器在本文中被假定为包括一个或多个提供信号的线圈37,所述信号根据远端的位置(即,定位和取向)而变化。以下更详细地描述传感器36的操作。

[0042] 除了探针22,专业人员28在医疗手术过程中还使用探针23A,23B,...,在本文中将它们统称为探针23。探针23在构造和操作上通常与探针22类似,并具有相应远端31A,31B,...,在本文中将它们统称为远端31。为简便起见,图1仅示出了探针23A和远端31A。

[0043] 系统20通常由系统处理器38控制,该系统处理器可被实现为通用计算机。系统处理器包括与存储器42连通的处理单元40。处理器38可被安装在控制台44中,控制台包括操作控件46,该操作控件通常包括专业人员28用于与处理器相互作用的小键盘和定位装置,例如鼠标或轨迹球。处理器38所执行的操作的结果在屏幕47上提供给专业人员,该屏幕显示了系统20所生成的结果的图48。在研究心脏的同时,屏幕通常显示与心脏相关的辅助信息的其它项目,例如远端30的位置以及专业人员28所使用的其它导管的位置。屏幕47通常还为专业人员呈现图形用户界面。在系统20的操作中,专业人员28能够使用控件46来输入处理器38所使用的参数的值。

[0044] 处理器38使用计算机软件(包括探针跟踪器模块50)来操作系统20。软件可以电子形式例如通过网络下载至处理器38,或者作为另外一种选择或除此之外,其可以提供于和/或存储在非临时性有形计算机可读介质(例如,磁存储器、光学存储器或电子存储器)上。

[0045] 探针跟踪器模块50在探针位于受检者26内时跟踪远端30。跟踪器模块通常在受检者26的心脏内跟踪探针远端的定位和取向两者。在一些实施例中,模块50跟踪探针的其它部分。虽然跟踪器模块可使用适当的位置传感器利用本领域已知的任何方法跟踪探针,但在本说明书中,为清楚和简便起见,假定模块50包括磁场跟踪器,例如由Biosense Webster (Diamond Bar,CA.)制备的Carto[®]系统。模块50操作受检者26附近的磁场发射器52,使得来自该发射器的磁场与位于远端30中的跟踪线圈37相互作用。

[0046] 与磁场相互作用的线圈生成信号,所述信号被传输到模块,并且所述模块对信号进行分析,以确定远端30的定位和取向。作为另外一种选择或除此之外,跟踪器模块50可通过测量一个或多个电极32与受检者26皮肤上的电极之间的阻抗来跟踪探针22的远端。(在这种情况下,电极32还起到位置传感器的作用,其不仅用于体内ECG检测,还用于跟踪)。Biosense Webster生产的Carto3[®]系统使用磁场发射器和阻抗测量进行跟踪。授予Govari

等人的美国专利7,848,789描述了使用磁场和阻抗测量进行探针跟踪,该专利的公开内容以引用的方式并入本文。

[0047] 通过与如用于跟踪远端30的那些通常类似的方法,探针跟踪器模块50还跟踪远端31的定位和取向。如在下文中进一步所述,探针22的远端30通常用作跟踪远端31的参考,使得探针22在本文中也称为参比探针22,并且远端30在本文中也称为参比远端30。

[0048] 发射器52是固定的,并且根据第一组正交轴线 x_T 、 y_T 、 z_T 定义发射器参照系,该轴线相对于发射器是固定的。然而,虽然源自传感器36和探针23的传感器的信号提供远端30和远端31相对于发射器参照系的定位和取向的坐标,但是专业人员28通常需要知道远端相对于受检者26的定位和取向。为了提供该后者的定位和取向,将通常与传感器36类似的一组患者位置传感器54附接到受检者26的皮肤。通常,传感器54附接到受检者背部上的已知位置。模块50接收来自传感器54的信号,并且使用该信号根据第二组身体正交坐标轴 x_B 、 y_B 、 z_B 定义身体坐标参照系,该坐标轴相对于受检者26是固定的。如下文所述,在手术期间,处理器38配准这两种参照系,并因此能够生成远端相对于受检者的定位和取向。

[0049] 图3A是示出参比远端30的运动的示意图,图3B和3C是示出根据本发明的实施例的源自在远端上的电极之一的信号的示意图。图100示出了在身体坐标轴 x_B 、 y_B 、 z_B 上空间绘制的运动。如上所述,假定探针22被用作参比探针,使得专业人员28将探针的参比远端30放置在心脏24内的已知位置,本文中假定为在心脏的冠状窦内。一旦放置,专业人员28便不再运动远端30,并且除了在下文中所述之外,假定参比远端在冠状窦内保持基本固定。应当理解,系统20可使用远端30的位置来确定心脏24的位置,使得例如远端的平均位置对应于心脏的平均位置。

[0050] 在冠状窦内(或在心脏24内的任何其它参比位置中),远端30根据心脏24的跳动而运动。在对心脏24进行手术的过程中,处理器38使用来自位置传感器36的信号测量远端的位置,即定位和取向。因为心脏的跳动,因此所取的参比远端在一段时间内的定位 r 和取向 Φ 在空间上重复,如由重叠的图线106示意性地示出。通常在预定次数的心搏期间,参比远端运动的基本上重复的性质的出现限定了有效的系统跟踪状态。在这种有效的系统跟踪状态期间,假定远端位置 p 围绕平均位置 p_1 变化。公式(1)为平均位置 p_1 的恒等式:

$$[0051] \quad p_1 \equiv (r_1, \phi_1) \quad (1)$$

[0052] 其中 r_1 为参比远端在心脏24中的平均定位,并且

[0053] ϕ_1 为参比远端在心脏中的平均取向。

[0054] 由线106所示的情况是在处理器38使用发射器参照系配准身体参照系之后。当参照系配准有效时,并且还当存在有效的系统跟踪状态(即,参比远端重复地运动)时,通常存在该所示的情况。如由线106所示,虽然存在有效的参照系配准,但是处理器38可通过评估在远端31和参比远端30之间的相对位置向量将远端30用作有效跟踪远端31的参考。(为了简单起见,在图中未示出远端31和从参比远端30至远端31的相对位置向量。)

[0055] 由线106所例示的参照系配准通常继续有效,除非位置传感器54相对于发射器52运动。即使两个参照系的配准保持有效,其它因素,诸如在患者26内的心脏24的运动(例如,由于患者被去纤颤)也可使对远端30的跟踪无效,并由于远端30被用作参考,因此可使对远端31的跟踪也无效。

[0056] 如下所述,本发明的实施例检查对参比远端30的跟踪是否已发生了变化,并为系

统20提供纠正任意此类变化的方法。

[0057] 重叠线108示出了对参比远端30的跟踪已发生变化并存在对远端的新有效跟踪状态的情况。该变化可能是由于身体参照系的运动,使得在图3A中示出的身体参照系不再适用;作为另外一种选择或除此之外,该变化可能是由于心脏在胸腔内的运动。在这两种情况下,参比远端的平均位置从其初始值 p_1 变化至新值 p_2 ,如图3A中所示。公式(2)为平均位置 p_2 的恒等式:

$$[0058] \quad p_2 \equiv (r_2, \varphi_2) \quad (2)$$

[0059] 其中 r_2 为在第二有效跟踪状态期间的参比远端的平均定位,并且

[0060] φ_2 为在第二状态下的参比远端的平均取向。

[0061] 在远端的两种有效跟踪状态之间的转移由虚线箭头110示意性地示出。

[0062] 由于参比远端30在心脏24内的运动,也可出现来自有效跟踪状态的变化。例如,由于去纤颤,可能发生此类运动,即便专业人员28尚未运动探针22的近端也是如此。本发明的实施例检查参比远端30是否在心脏内发生了运动。在发生了这种运动的情况下,本发明的实施例测量并提供对该运动的纠正,如下文所述。

[0063] 虽然处理器38使用传感器36测量远端30的位置,但是其也记录从电极32接收的体内电信号。图102和104示出了从单个电极32B接收的信号。将信号绘制为电势与时间的关系图,所述信号分别在生成线106期间(图102)和在生成线108期间(图104)被接收。

[0064] 这两个图示出了与参考参数相比较的信号,其通常由处理器使用与来自电极32的心内信号同时被记录的皮肤ECG信号而生成。为了简单和清楚起见,在本文的描述中,假定参考参数包括相对于参考时间 t_R 测得的体内信号的局部激活时间(LAT)。然而,任何其它方便的参考参数(诸如信号的阶段、QRS复合波的R峰的发生时间、峰的振幅或此类参数的组合)可用作参考参数。处理器38应用参考参数以便定量地比较连续的体内电信号。

[0065] 体内电信号的LAT取决于电极32在心脏24中的位置。如图102和104所示,在这两个图之间不存在LAT变化。因为在图102和104之间不存在LAT变化,所以远端30没有在心脏24内运动,并因此位于心脏的冠状窦内的如由专业人员28所放置的其初始位点处。因此,处理器38能够使用新参比远端平均位置值 p_2 作为冠状窦内初始位点的参考。另外,将新平均位置 p_2 用作参考时,处理器能够在有效的跟踪状态变化之前通过应用在远端31和参比远端30之间记录的相对位置向量而继续跟踪远端31的位置,即定位和取向。

[0066] 图4A-4D是根据本发明的实施例的体内电信号的示意图。图120,122和124分别示出了从电极32A,32B和32C传输到处理器38(图1和2)的信号。如上所述,相应信号由心脏24中的相应位点33A,33B,33C生成,并假定这些位点位于冠状窦内。虽然该图示出在不同位点处生成的信号在形态和周期上是大致类似的,但是因为这些位点处于不同的物理位置,因此存在诸如信号的具体部分的不同水平的差异,和/或阶段的差异。

[0067] 处理器28可记录来自不同位点的信号,并且可生成和存储在不同信号和生成信号的不同位点之间的映射。为了清楚和简单起见,在以下的描述中,假定该映射包括在相应LAT和位点定位之间的映射,以及本领域的普通技术人员将能够针对其它类型的映射对该说明做出必要变更的那些。因此,如在图中所示,从位点33A(图120)到位点33B(图122)再到位点33C(图124) LAT逐渐增大。

[0068] 处理器28能够使用映射的LAT确定远端30是否已相对于位点33A,33B和33C发生了

运动。如果不存在运动,那么电极信号通常不变,如图102和104(图3B,3C)在上文中所例示。

[0069] 图126(图4D)为来自电极32B的信号,假定其在不同于记录图122的时间的时间处记录。图126的信号LAT大于图122的LAT,这表明电极32B,并因此远端30已相对于位点33A,33B和33C发生了运动。处理器28通过使用上述的存储映射量化该运动。如此,因为图126的LAT位于图122和124的与区域33B和33C相对应的LAT之间,所以处理器28可通过内推法确定电极33B在位点33B和33C之间的新位点定位。

[0070] 通常,根据上述信号和电极定位之间的存储的映射,处理器28可使用内推法和/或外推法确定给定电极的新定位,并因此根据在电极处生成的新体内电信号来确定电极远端的新定位。此外,虽然上述说明已提及确定远端的新定位,但是对于本领域的普通技术人员而言将显而易见的类似方法,以必要的变更,可用于根据新体内电信号确定远端的新取向。因此,该新体内电信号可用于找到参比远端的新位置,即,新定位和新取向。

[0071] 图5A是示出参比远端30的运动的示意图,图5B和5C是示出根据本发明的可供选择的实施例的源自远端上的电极中的一个的信号示意图。除了在下文中所述的差异之外,图5A的图140通常与图100(图3A)大致类似,并且在图中由相同的参考数字指示的元件在性质上大致类似。图140和100均示出了在身体坐标轴 x_B 、 y_B 、 z_B 上空间绘制的参比远端30的运动。图5B的图142通常与图102(图3B)类似。两个图均示出了在由线106所示的第一有效系统跟踪状态期间源自远端上的电极中的一个(本文中假定为电极32B)的体内电信号。

[0072] 与图3A-3C所示的情况(其中当远端30在两种有效的系统跟踪状态之间转移时不存在远端30在心脏24内的运动)形成对照,在图5A-5C所示的情况下,存在远端30在心脏24内的运动。如图5A所示,远端30从第一有效状态转移,该状态由重叠线106示出并具有由公式(1)定义的平均位置 p_1 。转移至新有效跟踪状态,该状态由重叠线148示出,并具有由公式(3)定义的平均位置 p_3 :

$$[0073] \quad P_3 \equiv (r_3, \varphi_3) \quad (3)$$

[0074] 其中 r_3 为在新有效跟踪状态期间的参比远端的平均位置,并且

[0075] φ_3 为在新状态下的参比远端的平均取向。

[0076] 向新有效跟踪状态的转移由虚线箭头150示意性地示出。

[0077] 图144为在新有效跟踪状态期间获得的来自电极32B的信号。如在图142和144中所示,在两组信号之间存在LAT的变化:图144的LAT大于图142的LAT。因此,通过测量LAT,处理器38能够推断出远端30已发生了运动。此外,如上结合图4A-4D所述,根据图142和144的LAT的值,处理器能够基于来自电极32A,32B,32C,...的信号使用存储的映射量化所述运动。

[0078] 图6是示出根据本发明的实施例操作系统20中所执行的步骤的流程图200。在系统设置步骤202中,专业人员28将位置传感器54附接到受检者26并激活发射器52。然后,处理器38使用模块50来制定身体坐标参照系。专业人员28也可选择心搏次数的值以用作系统20的预定值,从而用于认定有效的系统跟踪状态是否存在。典型值为10,然而可以选择任何其它方便的次数。在设置步骤202中,专业人员通常设置即将用于流程图中的其它预定值。另外,专业人员定义即将用于检测来自电极32的信号是否已发生变化的参数。为了简单起见,在流程图的描述中,假定参数为信号的LAT。

[0079] 在探针插入步骤204中,专业人员28将参比探针22插入受检者26,直到参比远端30

位于期望的参比区域内的所选择的位点中,本文将此位点假定为包括冠状窦。另外,根据需要,专业人员将其它探针23插入受检者26,直到其它探针的远端也位于期望的区域中。远端位置由处理器38和模块50计算,并通常在屏幕47上以数字和/或图形方式显示给专业人员。

[0080] 在第一记录步骤206中,处理器在一定时间间隔内记录参比远端30的位置。处理器使用参比远端的位置来提供心脏24的位置。在相同的时间间隔内,处理器还记录来自电极32的电信号。另外,处理器记录其它探针23的远端31的位置。针对预定次数的心搏进行所述记录。

[0081] 在第一决策步骤208中,处理器38检测在步骤206中记录的参比远端30的位置是否是重复的,使得所述位置在记录时间间隔内基本上恒定。该对重复性的检测可通过任何方便的方法进行,例如通过检测针对每次心搏而计算的远端的平均位置不变化超过预定范围。

[0082] 如果所述位置的确重复,则随后在映射步骤209中,处理器在电极32的电信号的LAT和在电极接触的心脏内的相应位点的位置之间生成映射。位点的位置可由参比远端30和其电极的已知尺寸以及如在步骤206中记录的参比远端的位置确定。然后,流程图进入到初始平均位置步骤210。

[0083] 在初始平均位置步骤210中,处理器38计算参比远端30的平均位置,并将该位置用作心脏的平均位置。处理器使用参比远端平均位置来评估远端31相对于参比远端30的相对位置。另外,处理器可在屏幕47上显示通告,提示专业人员28系统20正在跟踪远端30和31。该流程图从步骤210返回到步骤206,使得步骤206,208和210迭代地重复;然而,在第一次迭代发生之后可能不需要进行步骤209。步骤的重复对应于由重叠线106(图3A和5A)示出的有效的系统跟踪状态。

[0084] 每次在上述的至少一个迭代之后,假定这样的情况:决策步骤208返回负值,使得由位置传感器36确定的位置不再恒定、不对应于在步骤210中发现的平均位置,并且使得参比远端的平均位置存在非零变化。这种非零变化可指示心脏的平均位置的变化和/或身体坐标参照系的变化。

[0085] 在这种情况下,不存在有效的跟踪状态。这种情况对应于虚线箭头110和150(图3A和5A)。通常在这种情况下,在失去有效状态的跟踪步骤212中,已失去跟踪的警告将显示给专业人员28,并且流程图继续到第二记录步骤214。

[0086] 第二记录步骤214和第二决策步骤216(在步骤214之后)基本上与第一记录步骤206和第一决策步骤208相同。

[0087] 如果在第二决策步骤216中,所述位置的确重复,那么流程图继续到后续的平均位置步骤218,其中处理器38计算参比远端30的新平均位置。

[0088] 在计算新平均位置时,处理器考虑到来自电极32的电信号。如果设置步骤202中定义的参数(其中假定为信号的LAT)未发生变化(对应于图3A-3C所示的情况),那么远端30在冠状窦中尚未从所选择的位点运动。在这种情况下,使用在步骤214中记录的位置来计算参比远端30的新平均位置,并且处理器假定参比远端的新平均位置对应于在步骤204中所选择的参比位点。处理器使用参比远端的新平均位置来评估远端31相对于参比远端30的相对位置。

[0089] 如果在步骤218中,信号的LAT已发生了变化,则其对应于图5A-5C所示的情况。在

这种情况下,远端30从冠状窦中的所选择的位点运动至其中的新参比位点。相对于图4A-4D基本如上所述,并使用在步骤209中生成的映射,处理器38分析来自电极32的信号以确定在冠状窦内的新参比位点的新参比位置。

[0090] 使用在步骤214中由位置传感器36记录的位置来计算参比远端30的新平均位置坐标,并且处理器假定参比远端的新平均位置对应于由映射确定的新参比位点。利用该对应,处理器使用参比远端的新平均位置来评估远端31相对于新参比位点的相对位置。

[0091] 如果在决策步骤216中,所述位置不重复,那么流程图继续到无效的跟踪状态步骤220,其中通常发布跟踪无效的警告。流程图从步骤220返回到步骤214。通常,重复步骤214,216和218,直到由专业人员28执行的手术完成为止。

[0092] 应当理解,上述实施例仅以举例的方式进行引用,且本发明并不限于上面具体示出和描述的内容。相反,本发明的范围包括上述各种特征的组合和亚组合以及它们的变化形式和修改形式,本领域技术人员在阅读上述说明时将会想到所述变化形式和修改形式,并且所述变化形式和修改形式并未在现有技术中公开。

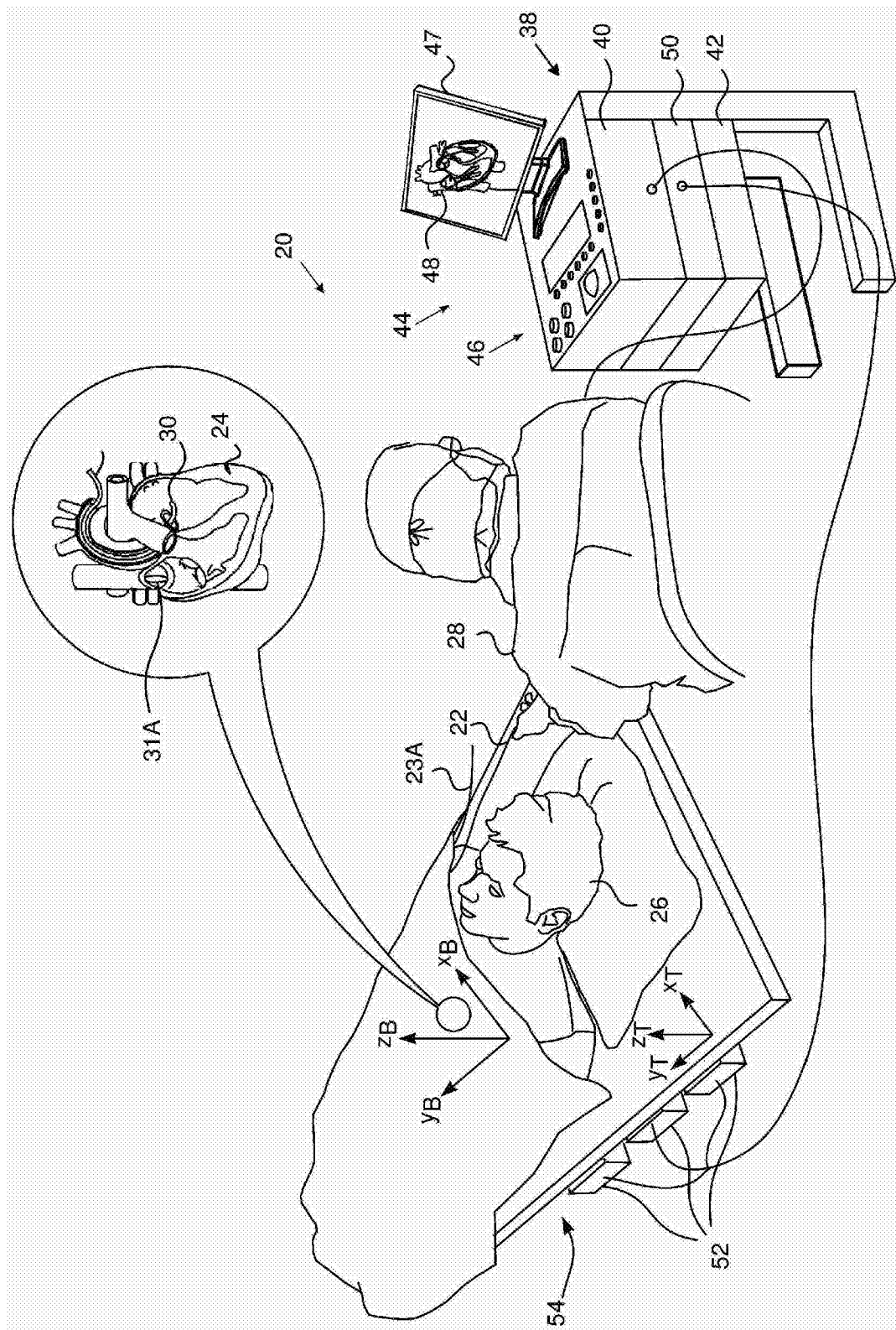


图1

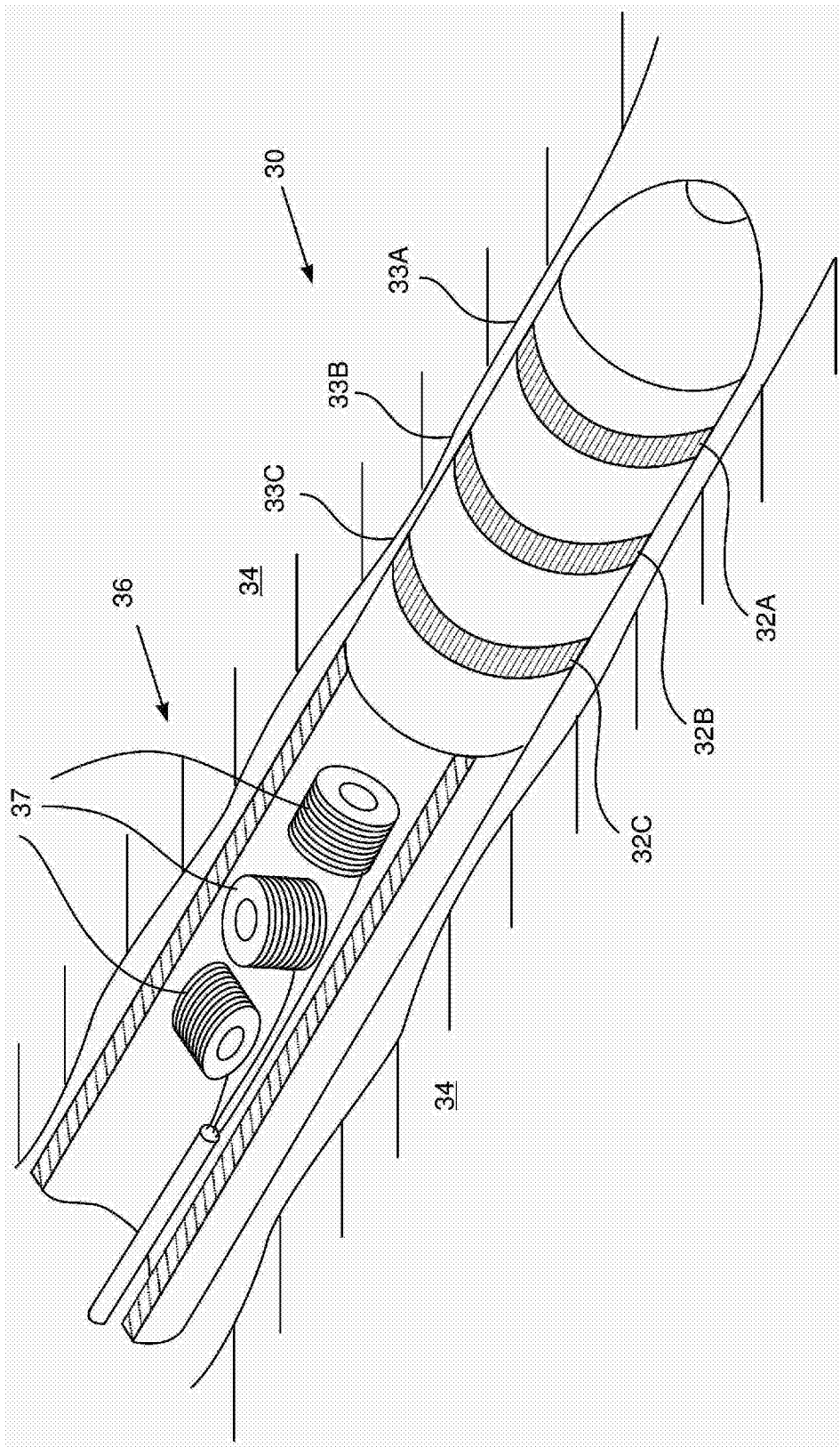


图2

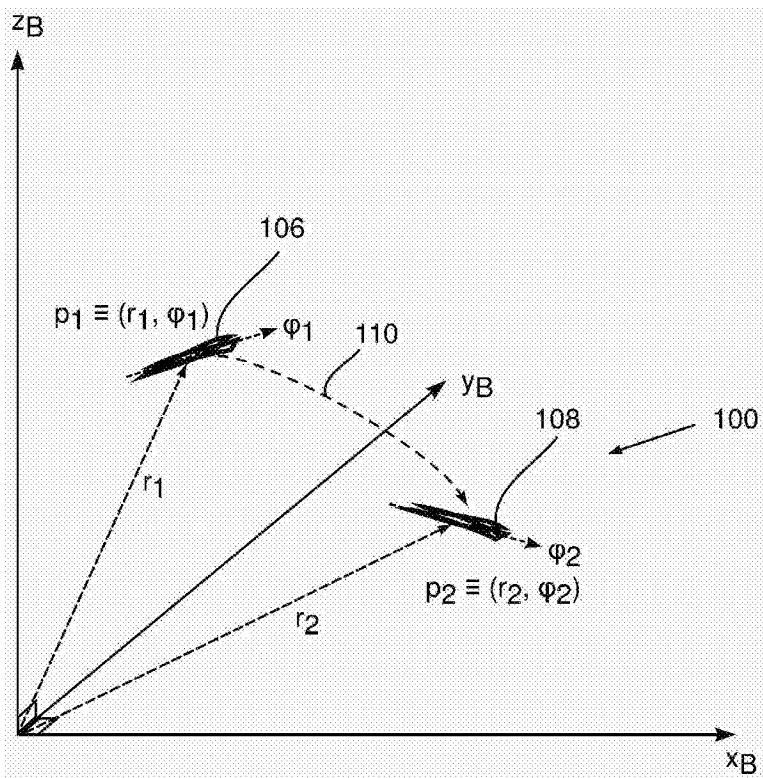
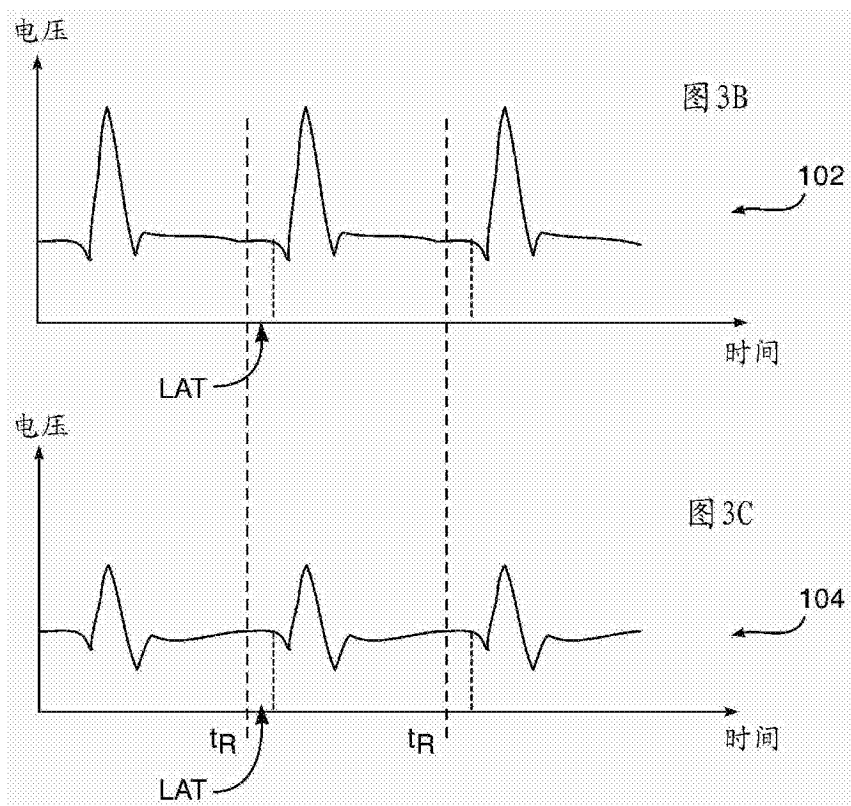
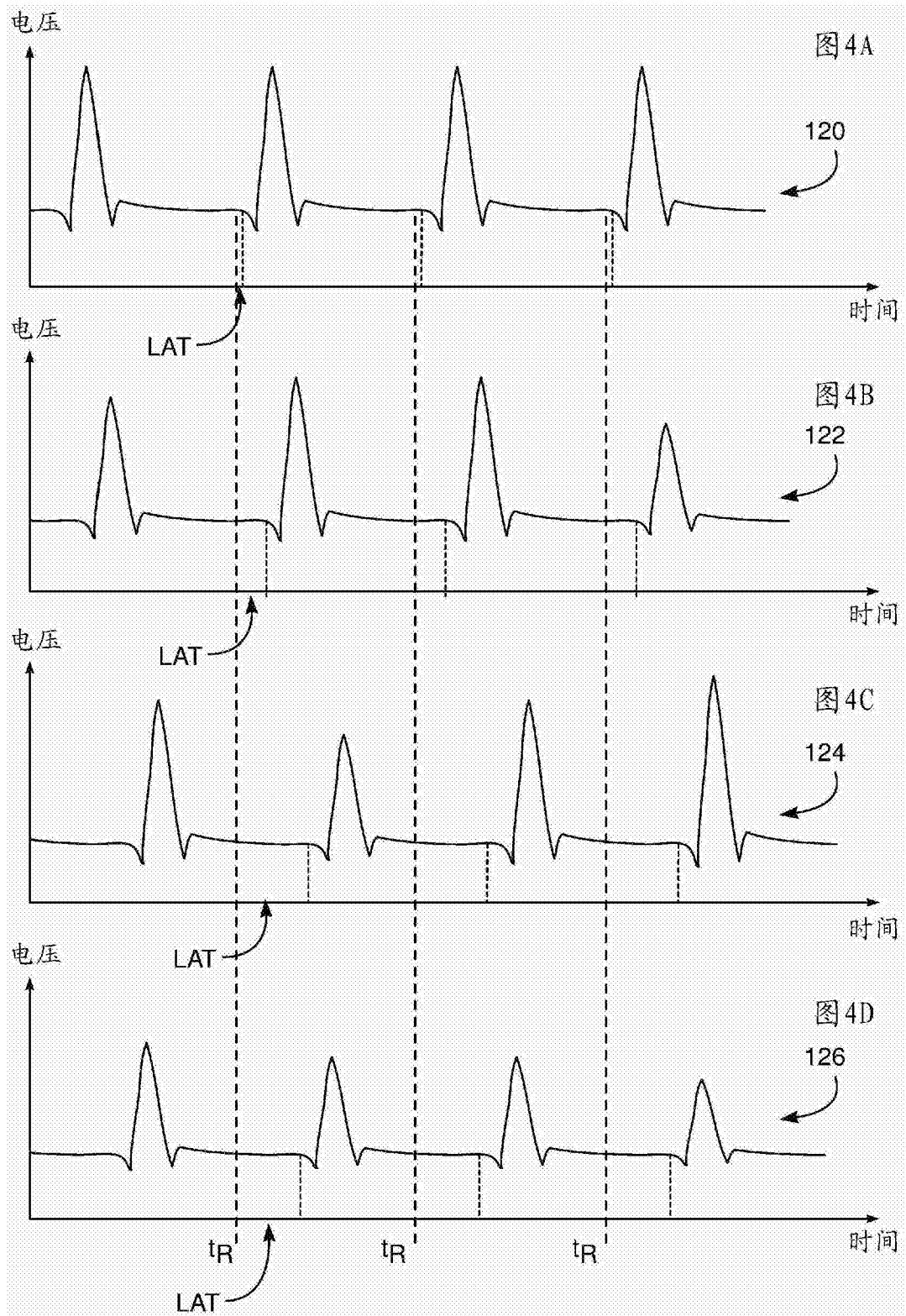


图3A





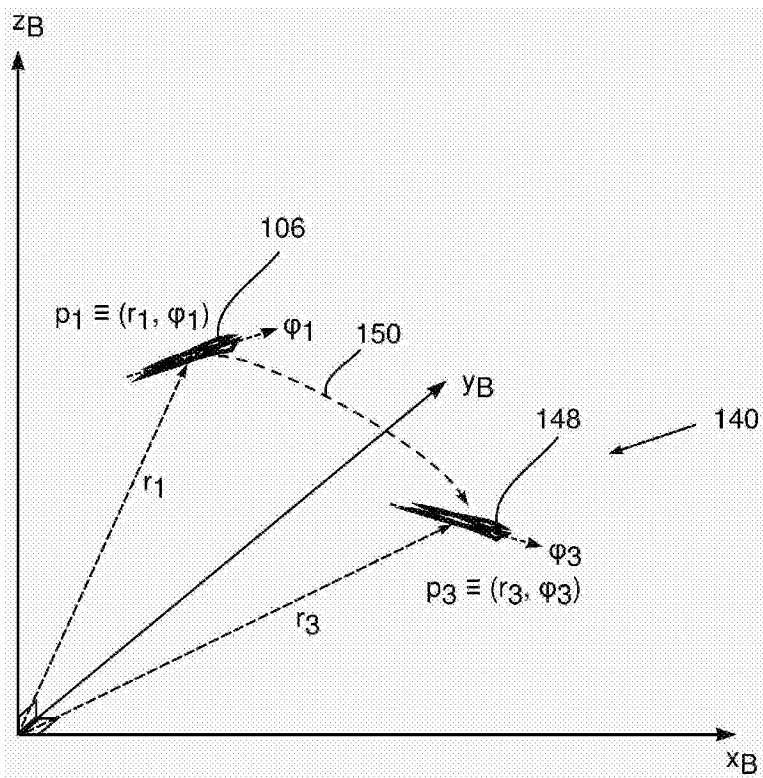
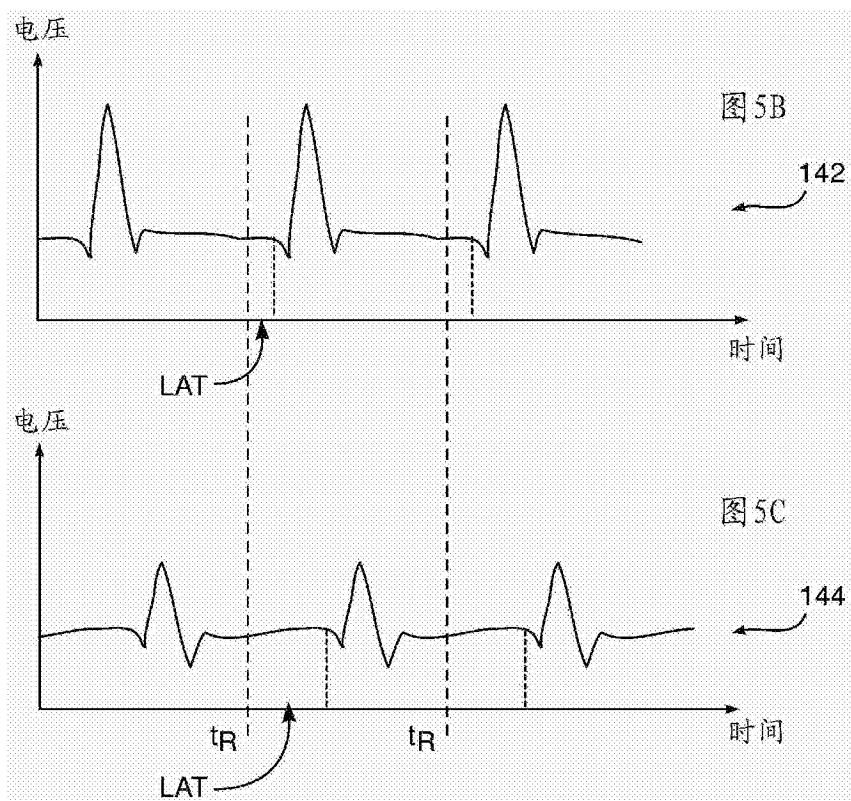


图5A



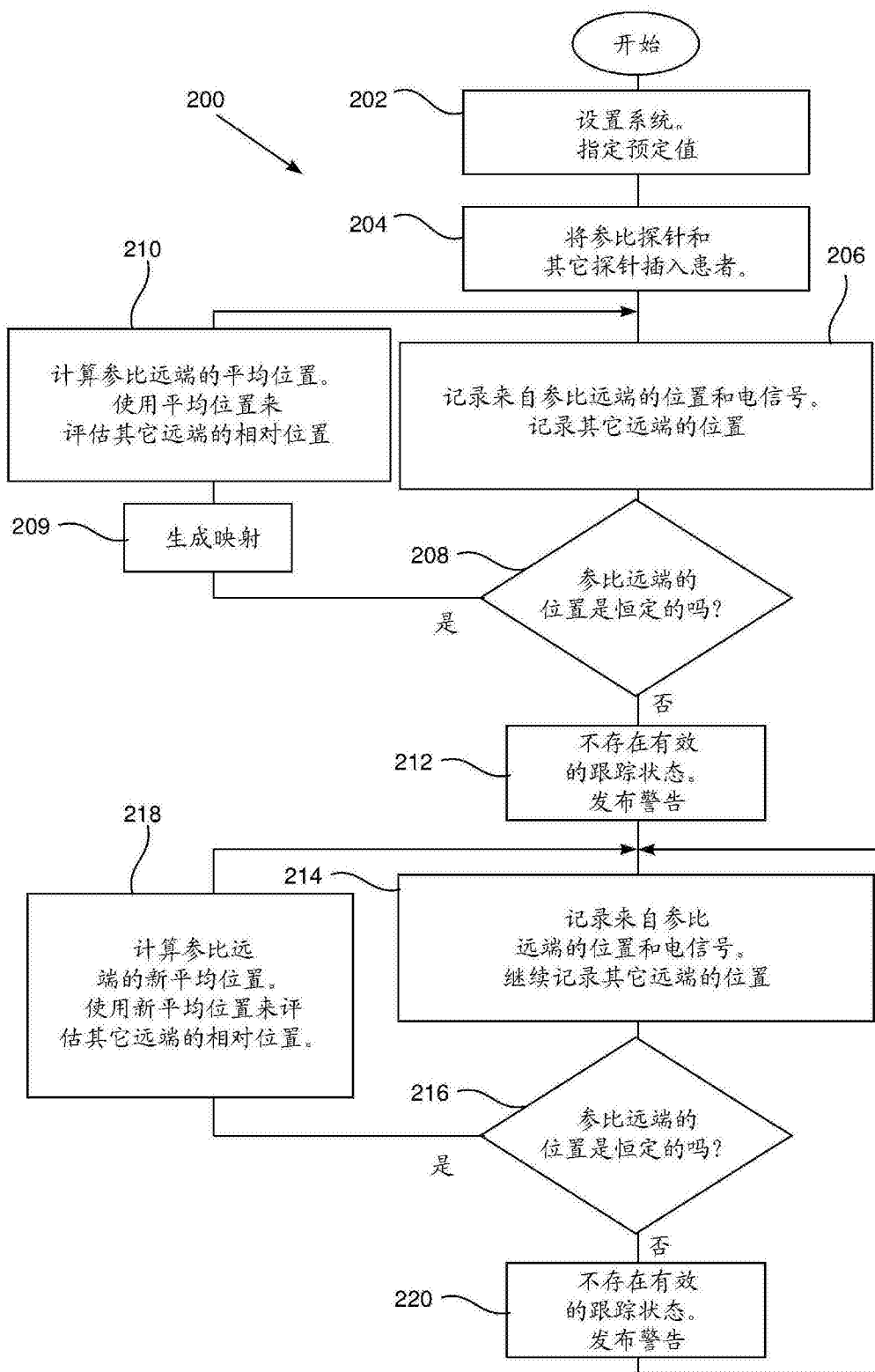


图6