



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 108348186 A

(43)申请公布日 2018.07.31

(21)申请号 201680067108.X

(74)专利代理机构 北京泛华伟业知识产权代理有限公司 11280

(22)申请日 2016.09.29

代理人 王勇

(30)优先权数据

62/238451 2015.10.07 US

(51)Int.Cl.

A61B 5/042(2006.01)

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2018.05.16

A61B 5/00(2006.01)

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/US2016/054281 2016.09.29

(87)PCT国际申请的公布数据

WO2017/062248 EN 2017.04.13

(71)申请人 圣犹达医疗用品心脏病学部门有限公司

地址 美国明尼苏达州

(72)发明人 J·S·瑞朗 V·X·阿方索

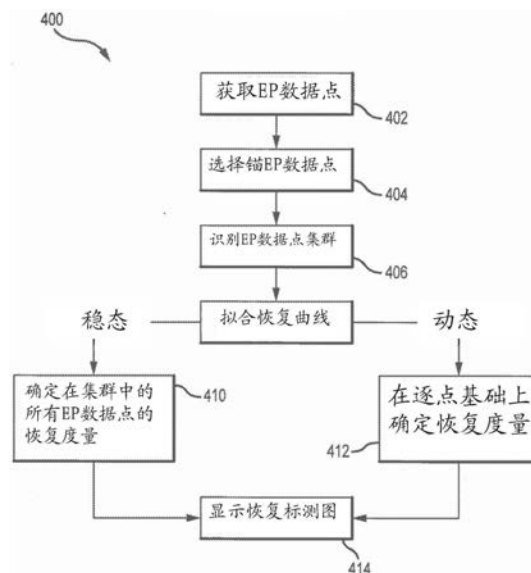
权利要求书3页 说明书8页 附图6页

(54)发明名称

用于标测心脏恢复的方法和系统

(57)摘要

标测心脏恢复的方法包括:接收包括位置和恢复数据的多个EP数据点;识别形成EP数据点集群的EP数据点的子集;将恢复曲线拟合到形成集群的EP数据点的恢复数据;以及从恢复曲线识别对应于集群的心脏表面的区域的至少一个恢复度量。恢复曲线可以是使用静止间隔数据(例如DI和/或CL)作为独立变量和使用心脏复极活动数据(例如APD、ARI和/或EGM宽度)作为从属变量的指数函数。可通过优化成本函数来确定指数函数的参数。恢复度量的图形表示也可在心脏表面的区域的三维模型上输出。



1. 一种标测心脏恢复的方法,包括:

在信号处理器处接收多个电生理(“EP”)数据点,所述多个EP数据点中的每个EP数据点包括位置数据和恢复数据;

接收定义所述多个EP数据点的锚EP数据点的用户输入;

识别在所述锚EP数据点附近形成EP数据点集群的所述多个EP数据点的子集,其中所述EP数据点集群定义心脏表面的区域;

将恢复曲线拟合到在所述锚EP数据点附近形成所述EP数据点集群的所述多个EP数据点的所述子集的所述恢复数据;以及

从所述恢复曲线识别所述心脏表面的所述区域的至少一个恢复度量。

2. 根据权利要求1所述的方法,还包括在所述心脏表面的所述区域的三维模型上输出所述至少一个恢复度量的图形表示。

3. 根据权利要求1所述的方法,其中所述恢复数据包括静止间隔数据,以及其中所述静止间隔数据包括DI数据和循环长度数据中的一个或多个。

4. 根据权利要求1所述的方法,其中所述恢复数据包括心脏复极活动数据,以及其中所述心脏复极活动数据包括APD数据、ARI数据和EGM宽度数据中的一个或多个。

5. 根据权利要求1所述的方法,其中识别在所述锚EP数据点附近形成EP数据点集群的所述多个EP数据点的子集包括识别落在以所述锚EP数据点为中心的球体内的所述多个EP数据点的子集。

6. 根据权利要求5所述的方法,其中所述球体的半径是用户定义的。

7. 根据权利要求5所述的方法,其中所述球体包括半径是9mm的球体。

8. 根据权利要求1所述的方法,其中将恢复曲线拟合到在所述锚EP数据点附近形成所述EP数据点集群的所述多个EP数据点的所述子集的所述恢复数据包括将指数恢复曲线拟合到在所述锚EP数据点附近形成所述EP数据点集群的所述多个EP数据点的所述子集的所述恢复数据。

9. 根据权利要求8所述的方法,其中所述指数恢复曲线由等式 $y = f(x) = -a * e^{-\lambda x} + b$ 定义,其中x包括静止间隔数据,y包括心脏复极活动数据,以及a、b和 λ 包括多个恢复参数。

10. 根据权利要求9所述的方法,其中所述多个恢复参数a、b和 λ 通过优化成本函数来确定。

11. 根据权利要求10所述的方法,其中所述成本函数被定义为

$$\min_{\theta} \sum_{j=1}^N (f(x^{i,j}, \theta^i) - y^{i,j})^2, \text{ 其中:}$$

i表示所述心脏表面的区域;

j表示定义所述心脏表面的区域i的总共N个EP数据点中的第j个EP数据点;

所述恢复参数a、b和 λ 被总地表示为 θ ;以及

a在0.1和1之间,包括端点;

b在0和1之间,包括端点;以及

λ 在0.1和100之间,包括端点。

12. 根据权利要求10所述的方法,其中所述成本函数被定义为

$$\min_{\theta} \sum_{m=0}^K (f(x^{i,j,m}, \theta^j) - y^{i,j,m})^2, \text{ 其中:}$$

i表示所述心脏表面的区域;

j表示定义所述心脏表面的区域i的第j个EP数据点;

m表示在定义所述心脏表面的所述区域i的第j个EP数据点处被测量的总共K次心跳中的第m次心跳;

所述恢复参数a、b和λ被总地表示为θ;以及

a在0.1和1之间,包括端点;

b在0和1之间,包括端点;以及

λ在0.1和100之间,包括端点。

13. 根据权利要求1所述的方法,其中所述心脏表面的所述区域的所述至少一个恢复度量包括最大恢复曲线斜率和恢复曲线渐近极限中的至少一个。

14. 根据权利要求1所述的方法,其中从所述恢复曲线识别所述心脏表面的所述区域的至少一个恢复度量还包括将所述心脏表面的所述区域的相同的恢复度量分配到所述锚EP数据点并分配到在所述锚EP数据点附近形成所述EP数据点集群的所述多个EP数据点的所述子集的每个EP数据点。

15. 一种标测心脏恢复的方法,包括:

获取多个EP数据点,所述多个EP数据点中的每个EP数据点包括位置数据、静止间隔数据和心脏复极活动数据;

将所述多个EP数据点输入到信号处理器,并使用所述信号处理器:

识别形成EP数据点集群的所述多个EP数据点的子集;

将恢复曲线拟合到形成所述EP数据点集群的所述多个EP数据点的所述子集的所述静止间隔数据和所述心脏复极活动数据;以及

使用所述恢复曲线来识别所述EP数据点集群的至少一个恢复度量;以及

在包括所述EP数据点集群的心脏表面的区域的三维模型上输出所述EP数据点集群的所识别的至少一个恢复度量的图形表示。

16. 根据权利要求15所述的方法,其中将恢复曲线拟合到形成所述EP数据点集群的所述多个EP数据点的所述子集的所述静止间隔数据和所述心脏复极活动数据包括使用所述静止间隔数据作为指数函数的独立变量并使用所述心脏复极活动数据作为所述指数函数的从属变量来拟合所述指数函数。

17. 根据权利要求15所述的方法,其中在包括所述EP数据点集群的心脏表面的区域的三维模型上输出所述EP数据点集群的所识别的至少一个恢复度量的图形表示包括输出在包括所述EP数据点集群的所述心脏表面的整个区域上的单个图形表示。

18. 根据权利要求15所述的方法,其中使用所述恢复曲线来识别所述EP数据点集群的至少一个恢复度量包括识别所述恢复曲线的最大斜率和所述恢复曲线的渐近极限中的一个或多个。

19. 一种用于标测心脏恢复的系统,包括:

心脏恢复分析处理器,其配置成:

接收多个EP数据点,所述多个EP数据点中的每个EP数据点包括位置数据和恢复数据,

所述恢复数据包括静止间隔数据和心脏复极活动数据；

识别形成EP数据点集群的所述多个EP数据点的子集；

将恢复曲线拟合到形成所述EP数据点集群的所述多个EP数据点的所述子集的恢复数据；以及

从所述恢复曲线识别所述EP数据点集群的至少一个恢复度量。

20. 根据权利要求19所述的系统,还包括标测处理器,所述标测处理器被配置成在包括所述EP数据点集群的心脏表面的一部分的三维表示上生成并输出所述EP数据点集群的所述至少一个恢复度量的图形表示。

用于标测心脏恢复的方法和系统

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本申请要求2015年10月7日提交的美国临时申请no.62/238,451的权益,该临时申请通过引用包含于此,如同在本文充分阐述一样。

背景技术

[0003] 本公开涉及例如可在心脏诊断和治疗程序中执行的电生理标测。特别地,本公开涉及用于标测心脏恢复的系统、设备和方法。

[0004] “恢复”指在心脏动作电位的持续时间和在它之前的静止间隔的长度之间的函数关系。在很多情况下,该关系反映在宽范围的长心脏舒张间隔(“DI”)上的动作电位持续时间(“APD”)中的有限变化和在较短DI处的APD的缩短。APD恢复因此可被认为是对心率的变化适应的形式。

[0005] 可通过改变DI并绘制因而产生的APD来构造APD恢复曲线。对于第一阶,APD恢复曲线反映在稳态条件期间系统的基本动力学。对于具有陡斜率(即大于1)的APD恢复曲线,DI的小变化导致APD的大变化。另一方面,对于具有浅斜率(即小于1)的APD恢复曲线,DI的小变化在随后的心跳上减弱。研究表明,陡恢复斜率可导致在组织中的螺旋形波的中断。

[0006] “心脏电描记图恢复”是在前一个间隔的长度(例如循环长度或DI)和后继的持续时间(例如APD、激活恢复间隔(“ARI”)或EGM宽度)之间的类似函数关系。该关系显示对心率的变化适应的形式,并研究控制心脏的动力学行为的组织特性。

[0007] 在电生理(“EP”)研究期间实时地标测心脏恢复将是合乎需要的。

发明内容

[0008] 本文公开了一种标测心脏恢复的方法,其包括下列步骤:在信号处理器处接收多个电生理(“EP”)数据点,多个EP数据点中的每个EP数据点包括位置数据和恢复数据;接收定义多个EP数据点的锚EP数据点的用户输入;识别在锚EP数据点附近形成EP数据点集群的多个EP数据点的子集,其中EP数据点集群定义心脏表面的区域;将恢复曲线拟合到在锚EP数据点附近形成EP数据点集群的多个EP数据点的子集的恢复数据;以及从恢复曲线识别心脏表面的区域的至少一个恢复度量。至少一个恢复度量的图形表示也可在心脏表面的区域的三维模型上输出。

[0009] 恢复数据可包括静止间隔数据(例如DI数据和循环长度数据)和/或心脏复极活动数据(例如APD数据、ARI数据和EGM宽度数据)。

[0010] 根据本公开的方面,识别在锚EP数据点附近形成EP数据点集群的多个EP数据点的子集的步骤包括识别落在以锚EP数据点为中心的球体内的多个EP数据点的子集。球体的半径可以是用户定义的;一个适当的半径是9mm。

[0011] 在本公开的另外方面中,将恢复曲线拟合到在锚EP数据点附近形成EP数据点集群的多个EP数据点的子集的恢复数据的步骤包括将指数恢复曲线拟合到在锚EP数据点附近形成EP数据点集群的多个EP数据点的子集的恢复数据。指数恢复曲线可由等式 $y=f(x)=-$

$a \cdot e^{-\lambda x} + b$ 定义, 其中 x 是静止间隔数据, y 是心脏复极活动数据, 以及 a 、 b 和 λ 是恢复参数, 其又可通过优化成本函数来确定。

[0012] 特别适合于在稳态恢复分析中使用的一个成本函数是

$$\min_{\theta} \sum_{j=1}^N (f(x^{i,j}, \theta^i) - y^{i,j})^2$$

其中 i 表示心脏表面的区域; j 表示定义心脏表面的区域 i 的总共 N 个 EP 数据点中的第 j 个 EP 数据点; 恢复参数 a 、 b 和 λ 被总地表示为 θ ; 以及 a 在 0.1 和 1 之间, 包括端点; b 在 0 和 1 之间, 包括端点; 以及 λ 在 0.1 和 100 之间, 包括端点。

[0013] 特别适合于在动态恢复分析中使用的另一适当的成本函数是

$$\min_{\theta} \sum_{m=0}^K (f(x^{i,j,m}, \theta^j) - y^{i,j,m})^2$$

其中 i 表示心脏表面的区域; j 表示第 j 个 EP 数据点, 其定义心脏表面的区域 i ; m 表示总共 K 次心跳中的第 m 次心跳, 其在定义心脏表面的区域 i 的第 j 个 EP 数据点处被测量; 恢复参数 a 、 b 和 λ 被总地表示为 θ ; 以及 a 在 0.1 和 1 之间, 包括端点; b 在 0 和 1 之间, 包括端点; 以及 λ 在 0.1 和 100 之间, 包括端点。

[0014] 特别是在稳态恢复分析的情况下还设想, 从恢复曲线识别心脏表面的区域的至少一个恢复度量的步骤可以包括将心脏表面的区域的相同的恢复度量分配到锚 EP 数据点并分配到在锚 EP 数据点附近形成 EP 数据点集群的多个 EP 数据点的子集的每个 EP 数据点。

[0015] 在本文还公开了一种标测心脏恢复的方法, 其包括下列步骤: 获取多个 EP 数据点, 多个 EP 数据点中的每个 EP 数据点包括位置数据、静止间隔数据和心脏复极活动数据; 将多个 EP 数据点输入到信号处理器, 并使用信号处理器: 识别形成 EP 数据点集群的多个 EP 数据点的子集; 将恢复曲线拟合到形成 EP 数据点集群的多个 EP 数据点的子集的静止间隔数据和心脏复极活动数据; 以及使用恢复曲线来识别 EP 数据点集群的至少一个恢复度量; 以及在包括 EP 数据点集群的心脏表面的区域的三维模型上输出 EP 数据点集群的所识别的至少一个恢复度量的图形表示。

[0016] 将恢复曲线拟合到形成 EP 数据点集群的多个 EP 数据点的子集的静止间隔数据和心脏复极活动数据的步骤可以包括使用静止间隔数据作为指数函数的独立变量并使用心脏复极活动数据作为指数函数的从属变量来拟合指数函数。

[0017] 在包括 EP 数据点集群的心脏表面的区域的三维模型上输出 EP 数据点集群的所识别的至少一个恢复度量的图形表示的步骤可以包括输出在包括 EP 数据点集群的心脏表面的整个区域上的单个图形表示。这特别适合于稳态恢复分析。

[0018] 使用恢复曲线来识别 EP 数据点集群的至少一个恢复度量的步骤可包括识别恢复曲线的最大斜率和恢复曲线的渐近极限中的一个或多个。

[0019] 在本公开的其它方面中, 用于标测心脏恢复的系统包括心脏恢复分析处理器, 其配置成: 接收多个 EP 数据点, 多个 EP 数据点中的每个 EP 数据点包括位置数据和恢复数据, 恢复数据包括静止间隔数据和心脏复极活动数据; 识别形成 EP 数据点集群的多个 EP 数据点的子集; 将恢复曲线拟合到形成 EP 数据点集群的多个 EP 数据点的子集的恢复数据; 以及从恢复曲线识别 EP 数据点集群的至少一个恢复度量。该系统还可以可选地包括标测处理器, 其配置成在包括 EP 数据点集群的心脏表面的一部分的三维表示上生成并输出 EP 数据点集群的至少一个恢复度量的图像表示。

[0020] 通过阅读下面的描述和权利要求并通过审阅附图, 本发明的前述和其它方面、特

征、细节、效用和优点将显而易见。

附图说明

- [0021] 图1是代表性恢复曲线。
- [0022] 图2是例如可在电生理研究中使用的电生理系统的示意图。
- [0023] 图3描绘在电生理研究中使用的示例性多电极导管。
- [0024] 图4是根据本公开的实施例的可被遵循来标测心脏恢复的代表性步骤的流程图。
- [0025] 图5示出根据本公开的实施例的EP数据点集群的识别。
- [0026] 图6A是从稳态恢复方案产生的根据本文的教导的代表性恢复标测图。
- [0027] 图6B是从动态恢复方案产生的根据本文的教导的代表性恢复标测图。

具体实施方式

[0028] 本公开提供用于创建包括心脏恢复数据的电生理(“EP”)标测图(例如心电图)的方法、设备和系统。普通技术人员通常将熟悉EP标测,以使得其方面只在理解本文公开的心脏恢复标测图所必需的程度在本文被描述。

[0029] 因此,仅为了说明的目的,将参考心脏恢复分析和心脏恢复标测图基于作为DI的函数的APD来描述本文公开的心脏恢复标测技术的方面。然而,应理解,这些教导可通过类推扩展到其它度量。例如,可使用循环长度(“CL”)来代替DI作为独立变量,同时可使用ARI和/或EGM宽度来代替APD作为从属变量。

[0030] 术语“静止间隔数据”在本文用于指在心脏恢复分析中的独立变量,诸如DI和/或CL。术语“心脏复极活动数据”在本文用于指在心脏恢复分析中的从属变量,例如APD、ARI和/或EGM宽度。在2015年10月7日提交的美国临时申请no.62/238,323中描述了用于测量并标测DI、APD和/或ARI的代表性方法、系统和设备,该临时申请通过引用包含于此,如同在本文被充分阐述一样。术语“恢复数据”(或“心脏恢复数据”)在本文用于总地指静止间隔数据和心脏复极活动数据。

[0031] 各种临床方案已知用于测量心脏恢复。在动态恢复方案中,例如,心脏在给定CL处被起搏,直到达到稳态为止,APD和DI在持续时间内被记录。该过程然后利用其它CL被重复。

[0032] 另一已知的临床方案是稳态(S1-S2)恢复方案。在该方案中,心脏以固定CL起搏(S1),直到达到稳态为止。一旦达到稳态,在等待可变长度的间隔之后,起搏就被刺激干扰(S2)。心脏然后再次以固定CL起搏(S1),直到达到稳态为止,且起搏被不同的刺激干扰(S2)。这允许由各种刺激的施加(S2)产生的DI和APD被记录。

[0033] 通过前述方案或任何其它适当方案的施加,可通过改变DI并绘制所产生的APD来构造恢复曲线。更特别地,可通过改变前一静止间隔的长度并绘制后继心脏复极活动的持续时间来构造心脏恢复曲线。然后可以通过将指数曲线或任何其它适当的曲线拟合到所产生的数据点来构造恢复曲线。

[0034] 在图1中示出代表性恢复曲线100。恢复曲线100的形式揭露某些有价值的信息,包括最大斜率102和渐近极限104。这些在本文被称为“恢复度量”。本公开有利地提供用于实时地标测恢复度量(即,在EP研究的过程期间)的方法、系统和设备。

[0035] 图2示出用于通过导航心脏导管以及测量在患者11的心脏10中出现的电活动并三

维地标测电活动和/或关于或表示这样测量的电活动的信息来进行心脏电生理研究的电生理系统8的示意图。系统8可用于例如使用一个或多个电极来创建患者的心脏10的解剖模型。系统8也可用于在沿着心脏表面的多个点处测量电生理数据,并与电生理数据被测量所在的每个测量点的位置信息相关联地存储所测量的数据,例如以创建患者的心脏10的诊断数据标测图。

[0036] 如本领域中的普通技术人员将认识到的且如下面将进一步所述的,系统8可确定通常在三维空间内的物体的位置,以及在一些方面中确定其定向,并将那些位置表示为相对于至少一个参考而确定的位置信息。

[0037] 为了说明的简单,患者11被示意性地描绘为椭圆形。在图1所示的实施方式中,三组表面电极(例如贴片电极)被示为施加到患者11的表面,定义在本文被称为x轴、y轴和z轴的三个通常正交的轴。在其它实施方式中,电极可位于其它布置中,例如在特定的身体表面上的多个电极。作为另一替换,电极不需要在身体表面上,但可在内部被定位到身体或在外部框架上。

[0038] 在图2中,x轴表面电极12、14沿着第一轴,例如在患者的胸部区域的侧面上施加到患者(例如施加到在每个臂下面的患者的皮肤),并且可被称为左和右电极。y轴电极18、19沿着通常正交于x轴的第二轴,例如沿着患者的大腿内侧和颈部区域施加到患者,并且可被称为左腿和颈部电极。z轴电极16、22沿着通常正交于x轴和y轴的第三轴,例如沿着在胸部区域中的患者的胸骨和脊柱被施加,并且可被称为胸部和背部电极。心脏10位于这些表面电极对12/14、18/19和16/22之间。

[0039] 额外的表面参考电极(例如,“腹部贴片”)21为系统8提供参考和/或接地电极。腹部贴片电极21可以是下面更详细描述固定心脏内电极31的替换物。还将认识到,此外,患者11可具有在适当位置上的大部分或全部常规心电图(“ECG”或“EKG”)系统引线。在某些实施方式中,例如,标准的一组12个ECG引线可用于感测在患者的心脏10上的心电图。该ECG信息对于系统8是可用的(例如它可作为输入被提供到计算机系统20)。在ECG引线被很好地理解的限度内且为了在附图中清楚起见,在图2中仅示出一个引线6和它到计算机系统20的连接。

[0040] 在图2中也以示意性方式描绘具有至少一个电极17(例如远侧电极)的代表性导管13。该代表性导管电极17可被称为“测量电极”或“巡回电极”。通常,将使用在导管13上或在多个这样的导管上的多个电极。在一个实施方式中,例如,系统8可利用在布置在患者的心脏和/或脉管系统内的12个导管上的64个电极。

[0041] 在其它实施方式中,系统8可利用包括多个(例如八个)条的单个导管,每个条又包括多个(例如八个)电极。当然,这些实施方式仅仅是示例性的,且可使用任何数量的电极和导管。实际上,在一些实施方式中,可利用高密度标测导管,例如St. Jude Medical有限公司的EnSite™Array™非接触标测导管。

[0042] 同样,应理解,导管13(或多个这样的导管)通常经由一个或多个导引器并使用熟悉的程序被引入患者的心脏和/或脉管系统中。为了本公开的目的,在图3中示出示例性多电极导管13的片段。在图3中,导管13通过经中隔鞘35延伸到患者心脏10的左心室50内。到左心室的经中隔通路的使用是公知的,且将是本领域中的普通技术人员熟悉的,且不需要在本文被进一步描述。当然,导管13也可以用任何其它适当的方式引入心脏10内。

[0043] 在所示的实施方式中,导管13包括在它的远侧顶端上的电极17以及沿着的它的长度间隔开的多个额外的测量电极52、54、56。通常,在相邻电极之间的间隔是已知的,但是应理解,电极可以不沿着导管13均匀地间隔开或具有彼此相等的尺寸。因为这些电极17、52、54、56中的每个位于患者体内,可由系统8同时为每个电极收集位置数据。

[0044] 类似地,电极17、52、54、56中的每个可用于从心脏表面收集电生理数据。普通技术人员将熟悉用于获取并处理电生理数据点的各种方式(包括例如接触和非接触电生理标测),以使得其进一步的讨论对本文公开的传导速度标测技术的理解是不必要的。同样,在本领域熟悉的各种技术可用于从多个电生理数据点生成图形表示。在普通技术人员将认识到如何从电生理数据点创建电生理标测图的限度内,其方面将仅在理解本文公开的标测图所必需的程度上在本文被描述。

[0045] 现在返回到图2,在一些实施方式中,在第二导管29上示出固定参考电极31(例如附接到心脏10的壁)。为了校准目的,该电极31可以是静止的(例如附接到心脏的壁或在心脏的壁附近)或以与巡回电极(例如电极17、52、54、56)的固定空间关系布置,且因此可被称为“导航参考”或“局部参考”。固定参考电极31可另外或可选地用于上面所述的表面参考电极21。在很多情况下,在心脏10中的冠状窦电极或其它固定电极可作用于测量电压和位移的参考;也就是说,如下所述,固定参考电极31可定义坐标系的原点。

[0046] 每个表面电极耦合到多路传输转换开关24,且表面电极对由在计算机20上运行的软件选择,计算机20将表面电极耦合到信号发生器25。可替换地,可省略开关24,且可提供信号发生器25的多个(例如三个)实例,一个实例针对每个测量轴(即,每个表面电极对)。

[0047] 计算机20例如可包括常规通用计算机、专用计算机、分布式计算机或任何其它类型的计算机。计算机20可包括可执行指令以实施本文公开的各种方面的一个或多个处理器28,例如单个中央处理单元(CPU)或通常被称为并行处理环境的多个处理单元。

[0048] 通常,三个名义上正交的电场由一系列驱动和感测的电偶极子(例如表面电极对12/14、18/19和16/22)生成,以便实现在生物导体中的导管导航。可替换地,这些正交场可被分解,且任何表面电极对可作为偶极子被驱动以提供有效电极三角测量。同样,电极12、14、18、19、16和22(或任何其它数量的电极)可位于用于将电流驱动到心脏中的电极或感测来自心脏中的电极的电流的任何其它有效布置中。例如,多个电极可放置在患者11的背部、侧面和/或腹部上。针对任何期望轴,从一组预定的驱动(源-汇)配置产生的在巡回电极两端测量的电位可代数地组合以产生与将通过简单地沿着正交轴驱动均匀的电流得到的相同的有效电位。

[0049] 因此,表面电极12、14、16、18、19、22中的任意两个可被选择为相对于接地参考(例如腹部贴片21)的偶极子源极和漏极,同时未激励电极测量相对于接地参考的电压。放置在心脏10中的巡回电极17、52、54、56被暴露于来自电流脉冲的场,并相对于地(例如腹部贴片21)被测量。实际上,在心脏10内的导管可包含比所示出的四个更多或更少的电极,且每个电极电位可被测量。如前面提到的,至少一个电极可固定到心脏的内表面以形成固定参考电极31,其也相对于地(例如腹部贴片21)被测量且也可被定义为坐标系的原点,定位系统8相对于该原点来测量位置。来自表面电极、内部电极和虚拟电极中的每个的数据集都可用于确定在心脏10内的巡回电极17、52、54、56的位置。

[0050] 所测量的电压可由系统8使用来确定相对于参考位置(例如参考电极31)的在心脏

内部的电极(例如巡回电极17、52、54、56)在三维空间中的位置。也就是说,在参考电极31处测量的电压可用于定义坐标系的原点,而在巡回电极17、52、54、56处测量的电压可用于表示巡回电极17、52、54、56相对于原点的位置。在一些实施方式中,坐标系是三维(x,y,z)笛卡尔坐标系,但是可设想其它坐标系,例如极、球和柱面坐标系。

[0051] 如从前述讨论应清楚的,当表面电极对在心脏上施加电场时,用于确定在心脏内的电极的位置的数据被测量。电极数据也可用于创建用于改善电极位置的原始位置数据的呼吸补偿值,如在通过引用被全部包含于此的美国专利no.7,263,397中所述的。电极数据也可用于补偿患者的身体的阻抗的变化,如例如在也通过引用被全部包含于此的美国专利no.7,885,707中所述的。

[0052] 在一个代表性实施方式中,系统8首先选择一组表面电极并接着用电流脉冲驱动它们。当电流脉冲被输送时,电活动(例如用剩余表面电极和体内电极中的至少一个测量的电压)被测量并存储。可以如上所述执行对例如呼吸和/或阻抗漂移的伪影的补偿。

[0053] 在一些实施方式中,系统8是如上所述生成电场的St.Jude Medical有限公司的EnSiteTMVelocityTM心脏标测和可视化系统或依赖于电场的另一这样的系统。然而,其它系统可结合当前的教导来使用,包括例如Biosense Webster有限公司的CARTO导航和定位系统、Northern Digital有限公司的AURORA[®]系统或Stereotaxis' NIOBE[®]磁性导航系统,所有这些系统都利用磁场而不是电场。在下面的专利(所有专利通过引用被全部包含于此)中所述的定位和标测系统也可与本发明一起使用:美国专利No.6,990,370、6,978,168、6,947,785、6,939,309、6,728,562、6,640,119、5,983,126和5,697,377。

[0054] 将参考如图4所呈现的代表性步骤的流程图400来解释标测心脏恢复的一种方法。在一些实施方式中,例如,流程图400可代表几个示例性步骤,其可由图2的计算机20(例如由一个或多个处理器28)执行来如本文所述识别并标测心脏恢复。应该理解,下面所述的代表性步骤可以是硬件或软件实现的。为了解释起见,术语“信号处理器”在本文用于描述本文的教导的基于硬件和软件实现。

[0055] 在步骤402中,例如使用如上所述的多电极导管来获取多个电生理(“EP”)数据点。如上所述,每个EP数据点将包括位置信息和EP信息,没有限制地包括关于在相关位置处的APD(或其它心脏复极活动数据)和DI(或其它静止间隔数据)的信息。

[0056] 在块404中,用户选择所收集的EP数据点之一以用作用于定义心脏表面的区域的基础。该点在本文被称为“锚EP数据点”或“内在的EP数据点”。虽然用户可选择所收集EP数据点中的任一个作为锚EP数据点,但有利的是选择窦性节律点作为锚EP数据点。当测量导管(例如导管13)与在心脏表面上的点处于稳定接触时选择锚EP数据点也是期望的。

[0057] 在块406中,识别围绕锚EP数据点的EP数据点的集群。根据本公开的方面,该EP数据点集群包括例如基于它们到锚EP数据点的三维欧几里德距离而落在围绕锚EP数据点的球体内的所有EP数据点。球体的半径可以是用户定义的或预先选择的;在本公开的实施方式中,半径是9mm。在其它实施方式中,球体的半径大于或小于9mm。

[0058] EP数据点集群定义在锚EP数据点附近的心脏表面的区域*i*。这在图5中以两个维度示出。如图5所示,术语DxL^{*i*,0}用于表示心脏表面的第*i*个区域的锚EP数据点,而术语DxL^{*i*,*j*}用于表示在心脏表面的第*i*个区域内的第*j*个EP数据点(也就是说,EP数据点集群的第*j*个成员)。还应理解,EP数据点集群包括总共*N*个EP数据点,且因此心脏表面的第*i*个区域由总共*N*

个EP数据点定义；在图5中，N=5。

[0059] 当然，设想可选择多于一个锚EP数据点，这将导致心脏表面的相应数量的EP数据点集群和区域的定义。这也可导致检测到落在多个锚EP数据点的球体内的EP数据点；该冲突可以用各种方式解决。例如，在一些实施方式中，重叠的EP数据点可被添加到如下区域：关于该区域，它到锚EP数据点的距离是最小的。在其它实施方式中，可在两个区域中对重叠的EP数据点计数。在又一些其它实施方式中，用户可选择哪个区域将包括重叠的EP数据点。

[0060] 在块408中，将恢复曲线拟合到EP数据点集群的恢复数据。如上所述，恢复曲线是指数曲线并且可具有形式 $y=f(x)=-a*e^{-\lambda x}+b$ 。如上面进一步所述的，静止间隔数据（例如DI数据）用作独立变量x，而心脏复极活动数据（例如APD）用作从属变量y。a、b和λ被称为“恢复参数”并可通过优化成本函数来确定。特别地，待优化的成本函数可取决于所应用的临床方案的类型（例如，稳态或动态）。

[0061] 例如，在稳态方案的情况下，成本函数可采取形式

$$[0062] \quad \min_{\theta} \sum_{j=1}^N (f(x^{i,j}, \theta^i) - y^{i,j})^2$$

[0063] 作为另一示例，在动态方案的情况下，成本函数可采取形式

$$\min_{\theta} \sum_{m=0}^K (f(x^{i,j,m}, \theta^j) - y^{i,j,m})^2$$

在这个实例中，m表示总共K次心跳中的第m次心跳，其在EP数据点集群的第j个EP数据点处被测量。

[0064] 在上面所述的两个成本函数中，a、b和λ被总地表示为参数集合θ。有界无梯度优化算法可应用以优化参数集合θ，其在a上具有范围[0.1, 1]、在b上具有范围[0, 1]以及在λ上具有范围[0.1, 100]。

[0065] 一旦恢复曲线被拟合，就可识别一个或多个恢复度量（例如恢复曲线的最大斜率；恢复曲线的渐近极限）。在稳态方案的情况下，相同的恢复度量应用于在区域i内的所有EP数据点（块410）。也就是说，对于稳态恢复方案，为了标测心脏恢复的目的，在给定EP数据点集群内的每个EP数据点将被分配相同的恢复度量。

[0066] 在动态方案的情况下，另一方面，在给定区域i的EP数据点集群中的各种EP数据点可具有被分配到其的不同恢复度量（块412）。特别地，恢复曲线可单独地拟合到在一系列心跳上的每个EP数据点。

[0067] 在块414中，可以例如在心脏表面的区域的三维模型上显示恢复度量的图形表示。

[0068] 图6A示出稳态方案的代表性恢复标测图602。如图6A所示，在特定区域（例如区域606）内的每个EP数据点604被分配相同的恢复度量。灰度级或伪色可用于在心脏表面的模型608上描绘恢复度量的各种值。

[0069] 图6B示出动态方案的代表性恢复标测图610。如图6B所示，EP数据点604可具有个性化恢复度量。如同图6A一样，灰度级或伪色可用于在心脏表面的模型608上描绘恢复度量的各种值。

[0070] 虽然在上面以某种程度的特殊性描述了本发明的几个实施例，但本领域中的技术人员可在不偏离本发明的精神和范围的情况下对所公开的实施例做出很多变更。

[0071] 例如，虽然主要参考心脏表面的单个区域描述了分析和标测心脏恢复的方法，但应当理解，本文所述的步骤（例如，如在图4中描绘的）可以对心脏表面的多个区域重复。

[0072] 所有方向参考(例如,上部、下部、向上、向下、左、右、向左、向右、顶部、底部、在...之上、在...之下、垂直、水平、顺时针和逆时针)仅用于标识目的以帮助读者理解本发明,且并不产生特别是关于位置、定向或本发明的使用的限制。结合参考(例如,附接、耦合、连接等)应被宽泛地解释并可包括在元件的连接之间的中间构件和元件之间的相对移动。因此,结合参考不一定推断出两个元件直接连接并彼此处于固定关系中。

[0073] 意图是在上面的描述中包含或在附图中所示的所有事物应被解释为仅仅示例性的而不是限制性的。可在不偏离如在所附权利要求中限定的本发明的精神的情况下做出细节或结构上的变化。

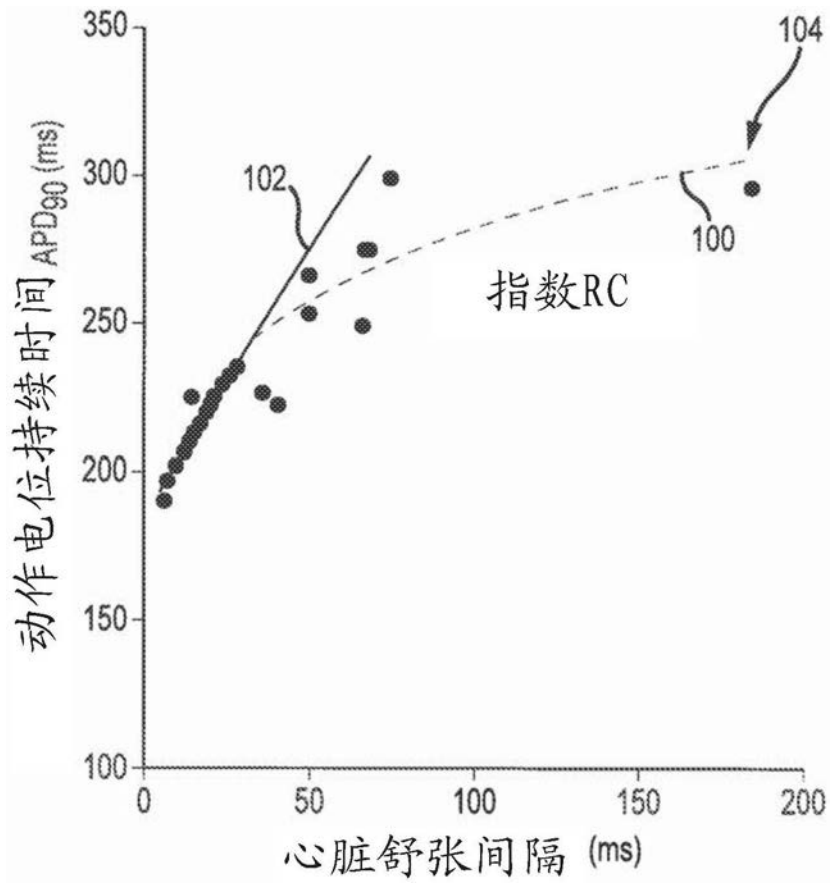


图1

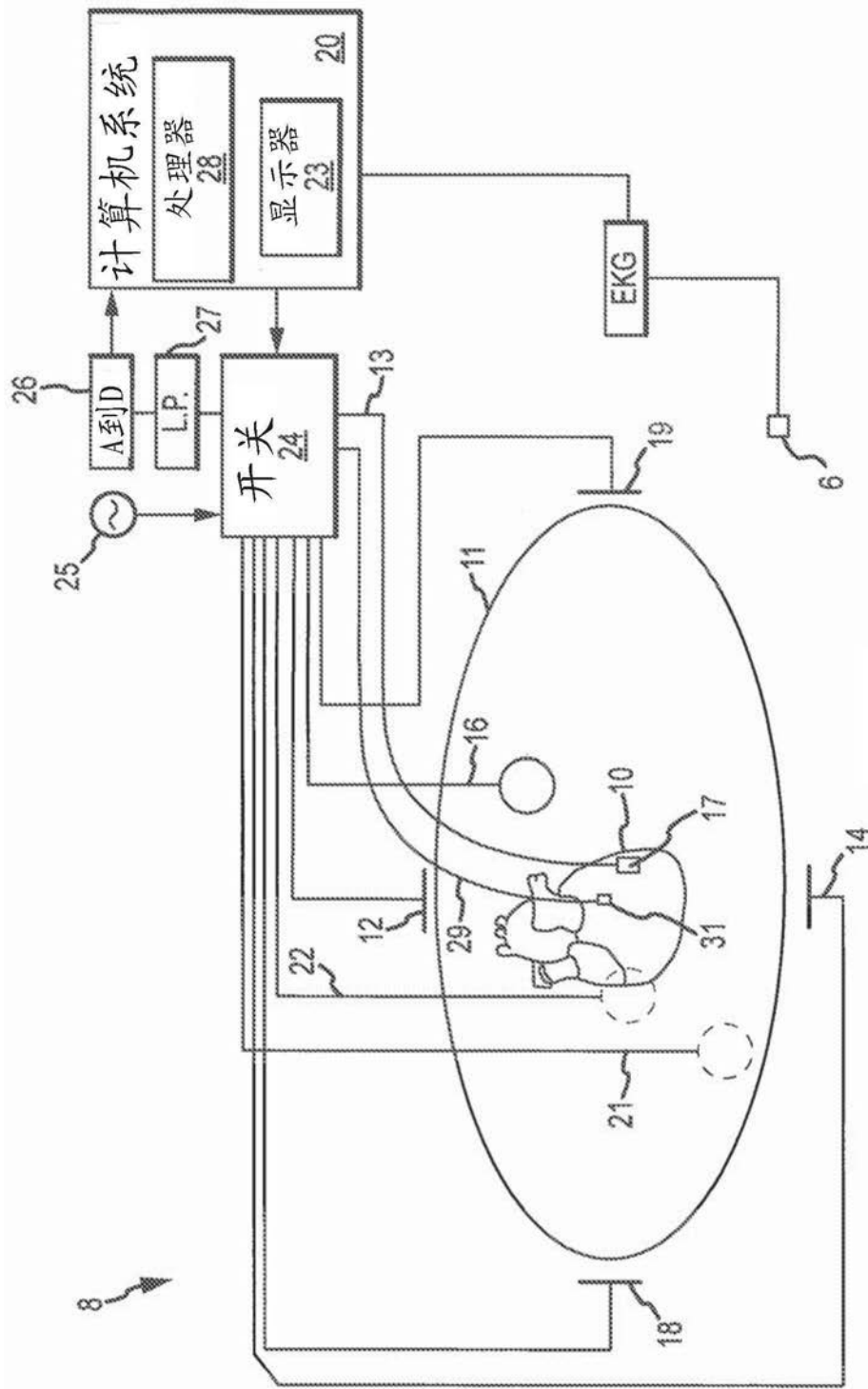


图2

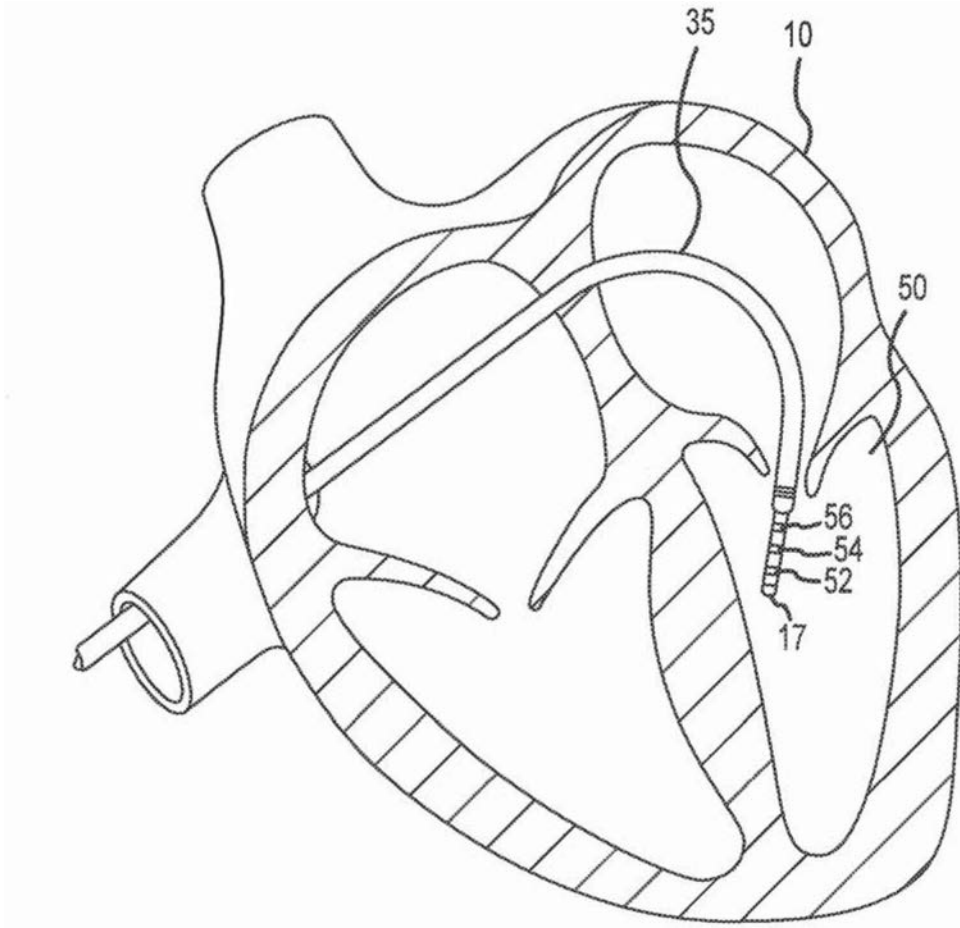


图3

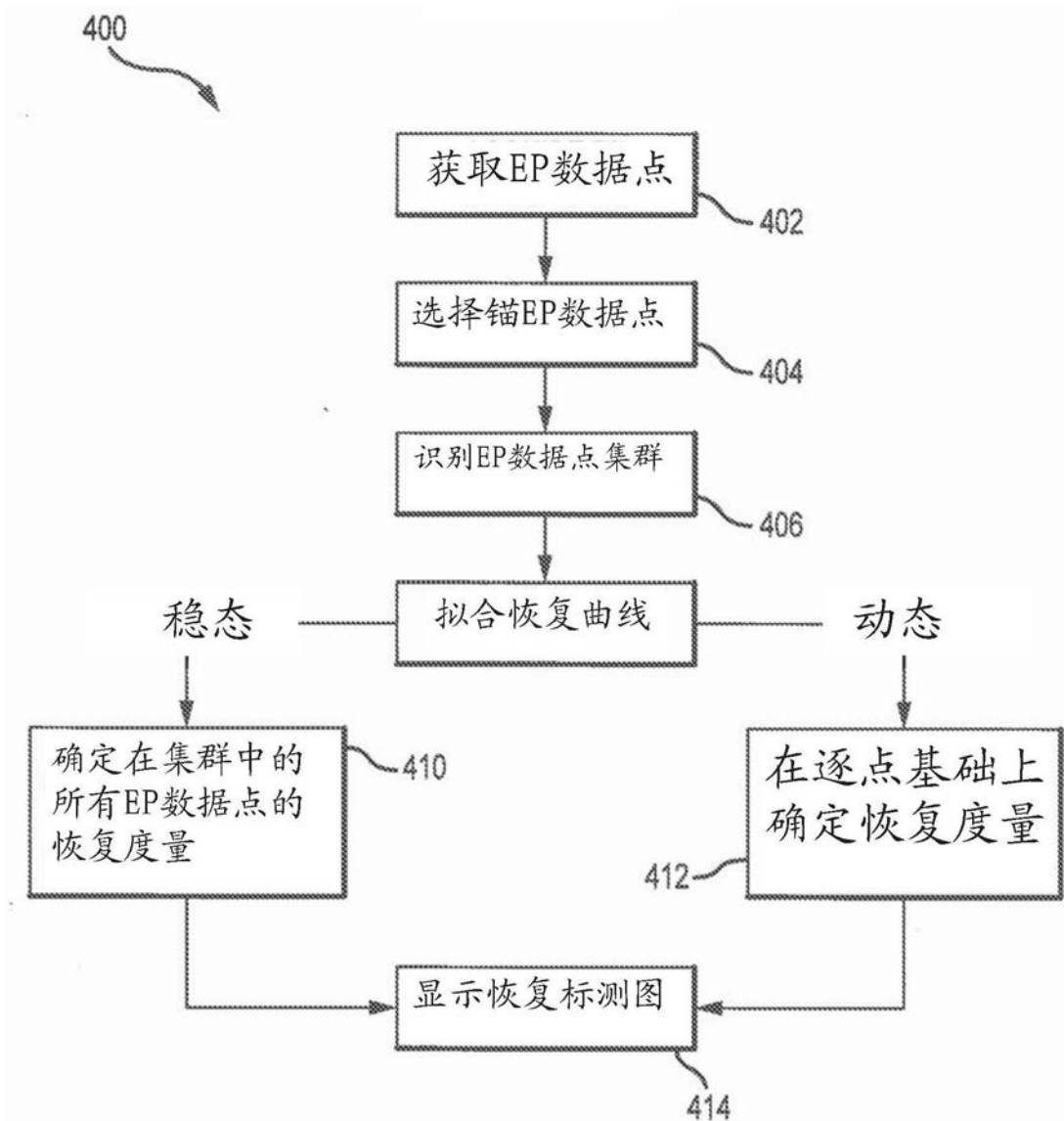


图4

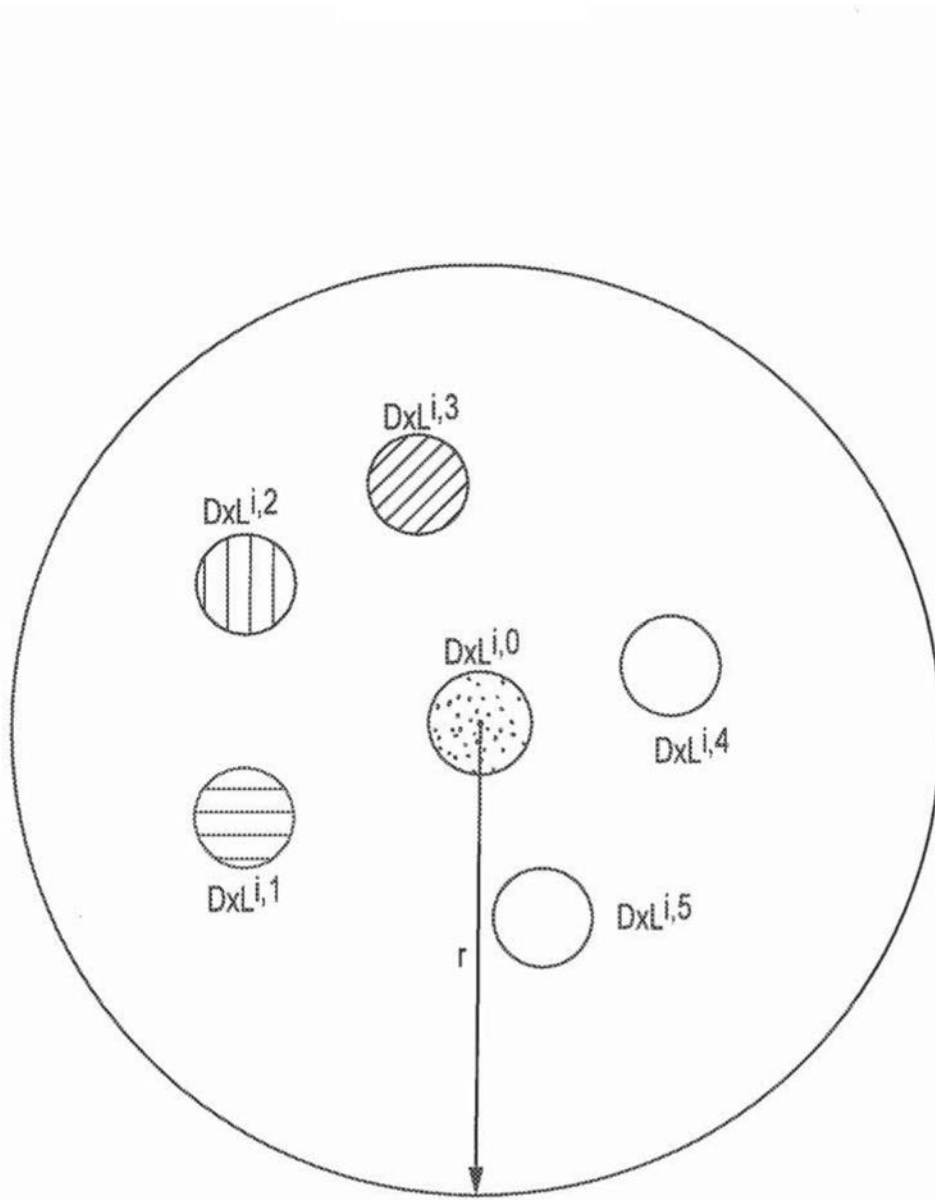


图5

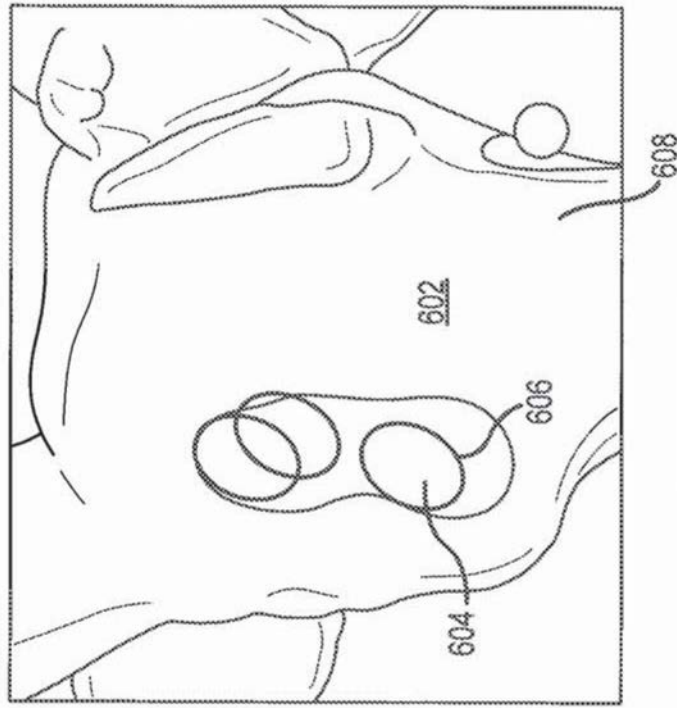


图6A

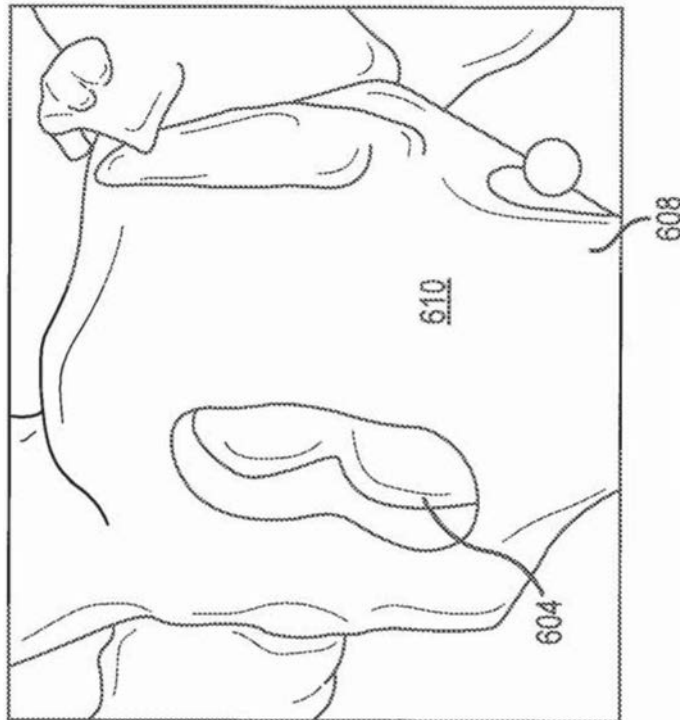


图6B

专利名称(译)	用于标测心脏恢复的方法和系统		
公开(公告)号	CN108348186A	公开(公告)日	2018-07-31
申请号	CN201680067108.X	申请日	2016-09-29
[标]申请(专利权)人(译)	圣犹达医疗用品心脏病学部门有限公司		
申请(专利权)人(译)	圣犹达医疗用品心脏病学部门有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	圣犹达医疗用品心脏病学部门有限公司		
[标]发明人	J S 瑞朗 VX阿方案		
发明人	J·S·瑞朗 V·X·阿方案		
IPC分类号	A61B5/042 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/0422 A61B5/743 A61B5/04012 A61B5/044 G06T11/206 G06T2210/41 G16H15/00		
代理人(译)	王勇		
优先权	62/238451 2015-10-07 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

标测心脏恢复的方法包括：接收包括位置和恢复数据的多个EP数据点；识别形成EP数据点集群的EP数据点的子集；将恢复曲线拟合到形成集群的EP数据点的恢复数据；以及从恢复曲线识别对应于集群的心脏表面的区域的至少一个恢复度量。恢复曲线可以是使用静止间隔数据(例如DI和/或CL)作为独立变量和使用心脏复极活动数据(例如APD、ARI和/或EGM宽度)作为从属变量的指数函数。可通过优化成本函数来确定指数函数的参数。恢复度量的图形表示也可在心脏表面的区域的三维模型上输出。

